

Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und -techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Athanasios Koniaris

aus

Kranea/Griechenland

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Abteilung Zahnärztliche Prothetik

Leiter: Professor Dr. Ferger

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Herget

Tag der Disputation: 5. Juli 1999

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	4
2.1	Bedeutung der Randschlußgenauigkeit	4
2.2	Anforderungen an den Randschluß von Kronen	4
2.3	Methoden zur Messung und Beurteilung des Randschlusses	7
2.4	Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Kronen	11
2.4.1	Laboruntersuchungen über die Randschlußgenauigkeit	11
2.4.2	Vergleich direkter und indirekter Herstellung von Gußkronen auf Prüfkörpern	12
2.4.3	Nachuntersuchungen an extrahierten Zähnen	13
2.4.4	Klinische Untersuchungen über die Randschlußgenauigkeit	15
2.5	Untersuchungen über die am indirekten Verfahren beteiligten Werkstoffe und Techniken	17
2.5.1	Untersuchungen über Arbeitsmodelle, Modellation und zahnärztliches Gußverfahren	17
2.5.2	Laborversuche über Abformmassen und deren Einsatz bei Verwendung unterschiedlicher Techniken	18
2.5.3	In der zahnärztlichen Praxis angewandte Materialien und Methoden	19
2.6	Abformmaterialien	20
2.6.1	Eigenschaften, Zusammensetzung und Verwendung der elastomeren Abformmaterialien	20
2.7	Abformmaterialien auf Silikonbasis	22
2.7.1	Kondensationsvernetzenden Silikone	22
2.7.2	Additionsvernetzenden Silikone	24
2.7.3	Polyetherabformmassen	26
2.8	Abformmethoden	28
2.8.1	Historischer Überblick	29
2.8.2	Korrekturabformung	30
2.8.3	Doppelmischabformung	31
2.8.4	Einphasenabformung	32
2.9	Dosierungssysteme	33
3	Ziel der Arbeit	34
4	Material und Methode	36
4.1	Verwendete Abformmaterialien	36
4.2	Versuchsdurchführung	37
4.2.1	Aufbau des Labormodells	37
4.2.2	Besonderheiten der Materialverarbeitung der verwendeten Stoffe	38

4.2.3	Modellherstellung und Modellation	40
4.2.4	Einbetten und Gießen	41
4.2.5	Die Messung der Randschlußgenauigkeit	42
4.2.6	Graphische Darstellung und statistische Auswertung der Meßergebnisse	44
5	Ergebnisse	45
5.1	Abformungen mit Materialien gleicher Stoffklasse und unterschiedlicher Abformtechnik	45
5.1.1	Kondensationsvernetzendes Silikon	45
5.1.2	Additionsvernetzende Silikone	49
5.1.3	Polyether und additionsvernetzendes Silikon	53
5.2	Abformungen mit Materialien gleicher Technik und unterschiedlicher Stoffklasse	54
5.2.1	Korrekturabformung	54
5.2.2	Doppelmischabformung	55
5.2.3	Einphasenabformung	56
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse	57
5.3.1	Abformungen unter trockenen Bedingungen	57
5.3.2	Abformungen unter feuchten Bedingungen	58
6	Diskussion	59
6.1	Diskussion der Ergebnisse aus den Abformungen unter trockenen Bedingungen	59
6.1.1	Abformmethoden	59
6.1.2	Materialien	60
6.1.3	Absolute Ergebnisse	60
6.2	Diskussion der Ergebnisse nach den Abformungen unter feuchten Bedingungen	61
6.2.1	Abformmethoden	61
6.2.2	Materialien	62
6.2.3	Absolute Ergebnisse	65
6.3	Diskussion der Anmischmethodik	65
6.4	Diskussion der Versuchsmethode	67
6.5	Schlußfolgerung	68
7	Zusammenfassung	70
8	Literaturverzeichnis	72

1. Einleitung

Der Erfolg einer prothetischen Kronenrekonstruktion wird wesentlich von der Paßgenauigkeit des über Abformung und Modell hergestellten Gußobjektes bestimmt. Die Qualität der Abformung ist in der Kette der klinischen und labortechnischen Schritte bei der Anfertigung von feststehendem Zahnersatz von entscheidender Bedeutung, da sie als Bindeglied zwischen zahnärztlicher und zahntechnischer Tätigkeit fungiert (Abbildung 1.1). Diesem Umstand ist deshalb besondere Beachtung zu schenken, da sich ein in dieser Phase stattfindender Fehler oder eine Ungenauigkeit oftmals unerkannt fortsetzen kann [74].

Werkstoffkundliche Untersuchungen [8, 14, 54, 82, 85, 104, 107] beschäftigen sich mit den Auswirkungen verschiedener Parameter wie chemische Zusammensetzung, Viskosität etc. auf die Wiedergabegenauigkeit der Abformmaterialien in Zusammenhang mit deren Verarbeitung.

Neben dem Abformungsmaterial und -technik existieren weitere individuelle Faktoren, wie Speichel, Blut, Sulkusflüssigkeit, die Lage der Präparationsgrenze usw., die Einfluss auf die Genauigkeit der Abformung nehmen. Da alle diese Faktoren am Patienten individuell unterschiedlichen Situationen unterworfen sind, ist ein klinischer Vergleich praktisch nahezu unmöglich.

Zwar gibt es eine Reihe von Nachuntersuchungen über Kronen und deren Paßgenauigkeit, jedoch fehlt jenen die Möglichkeit, die jeweils angewandte Methodik oder das benutzte Material zu vergleichen [5, 19, 28].

Der Einfluß von Material und Methode auf die Randspaltenbreite von Kronen, die das letztlich entscheidende Maß für die Abformgenauigkeit darstellt, ließe sich klinisch erst nach Untersuchung des extrahierten Zahnes unter einem Meßmikroskop ermitteln [114].

Diese Vorgehensweise ist bei regulär zu überkronenden Zähnen am Menschen aus ethischen Gründen indiskutabel, da für diese Zähne kein Grund zur Extraktion besteht. Es gibt daher nur die Möglichkeit, dafür solche Zähne auszuwählen, die ohnehin extrahiert werden müssen [117]. Selbst wenn man parodontal geschädigte Zähne heranzieht, liegt durch die Manipulationen am Parodontium schon nach einer durchgeführten Abformung eine andere klinische Situation vor.

Der Mundhygienestatus, die stets unterschiedliche Lage der Präparationsgrenze und die nicht zu standardisierende Sulkusblutung sind weitere Variablen, die die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse negativ beeinflussen.

Die werkstoffkundlichen Prüfungsergebnisse sind andererseits nicht ohne weiteres in den klinischen Alltag zu übernehmen, da, wie dargelegt, eine Reihe von Ursachen die Abformgenauigkeit beeinflussen bzw. optimale klinische Untersuchungen am Menschen von vornherein ausgeschlossen sind.

Eine Verknüpfung von materialkundlichen Untersuchungen mit den klinischen Gegebenheiten kann zu einer Bewertung der Faktoren führen, die unmittelbar eine Abformung beeinflussen.

Es soll daher an einem Modell der Versuch unternommen werden, die Situation bei der Abformung zu simulieren, um anerkannte und bewährte Materialien und Methoden in Verbindung mit klinischen bzw. praxisrelevanten Faktoren zu setzen.

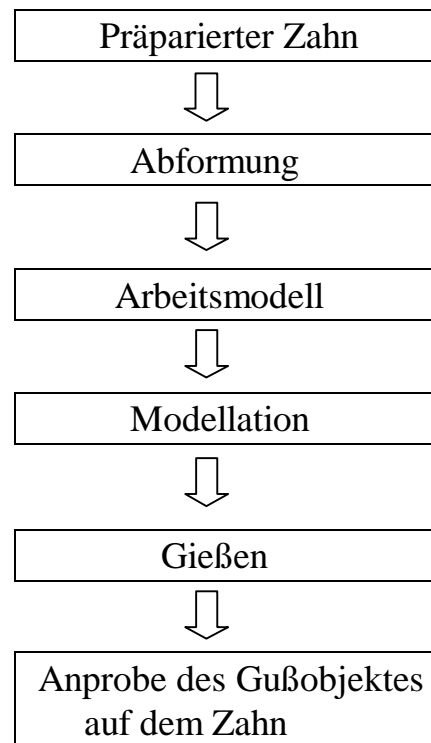


Abbildung 1.1: Schematische Darstellung der Werkstoff- und Arbeitskette

2 Literaturübersicht

2.1 Bedeutung der Randschlußgenauigkeit

Ein mangelhafter Randschluß ist nach *Schwindling* [95] und *Geurtsen* [27] die häufigste Ursache von pathologischen Reaktionen an überkronten Zähnen. Die Paßgenauigkeit des eingegliederten Zahnersatzes ist daher von großer Wichtigkeit für den Erfolg oder Mißerfolg einer prothetischen Behandlung.

Das Maß für die biologische Akzeptanz und die langfristige Funktionsfähigkeit einer Krone oder Brücke ist die Randspaltenbreite zwischen Kronenrand und präpariertem Zahnstumpf [6].

Die Frage nach der erlaubten maximalen Randspaltenbreite findet in der zahnärztlichen Wissenschaft eine unterschiedliche Beantwortung. Unwidersprochen ist jedoch nach wie vor, daß eine gute Randschlußgenauigkeit mit geringeren klinischen Problemen behaftet ist als eine erhebliche Diskrepanz [5, 62, 69, 80].

2.2 Anforderungen an den Randschluß von Kronen

Der Randschluß wird in der Prothetik definiert als das enge Anliegen, der möglichst nahtlose Übergang des Kronenrandes in die angrenzende äußere Schmelz- oder Zementgrenze der Präparation.

Das Wort: Rand-„Schluß“ drückt Paßgenauigkeit aus, so daß kein sichtbarer oder bemerkbarer Zwischenraum vorhanden sein darf. Liegt ein Abstand vor, so kann man nicht von einem „Schluß“ sprechen. Demnach gäbe es entweder einen (vorhandenen) *Randschluß* oder keinen Randschluß, aber auf jeden Fall keinen „guten“ oder „exakten“ *Randschluß*, sondern einen *Randspalt* [79].

Für die Grenzwerte der Paßgenauigkeit gibt es keine exakt definierte Größe, da unterschiedliche Anforderungen an das Ausmaß der Randschlußgenauigkeit bzw. deren klinisch zulässige Grenzen gestellt werden. *Dreyer Jørgensons* [12] Forderung, eine Randspaltenbreite von durchschnittlich 50 µm zu erreichen, konnte bisher nur am Phantommodell in der Serie verwirklicht werden. *Rehberg* [79] bezeichnet einen 20 µm breiten Randspalt zwischen Zahnstumpf und Gußobjekt als „exakten“ Randschluß.

Eine höhere Paßgenauigkeit ist klinisch nicht mehr möglich, denn die Zementschichtdicke bei Verwendung von sehr feinkörnigen Zementen mit Korngrößen zwischen 10 µm und 20 µm liegt ebenfalls bei 20 µm. Diese Größenordnung ist demnach zur Fertigung der Kronen günstiger im Hinblick auf die Passung beim Einzementieren.

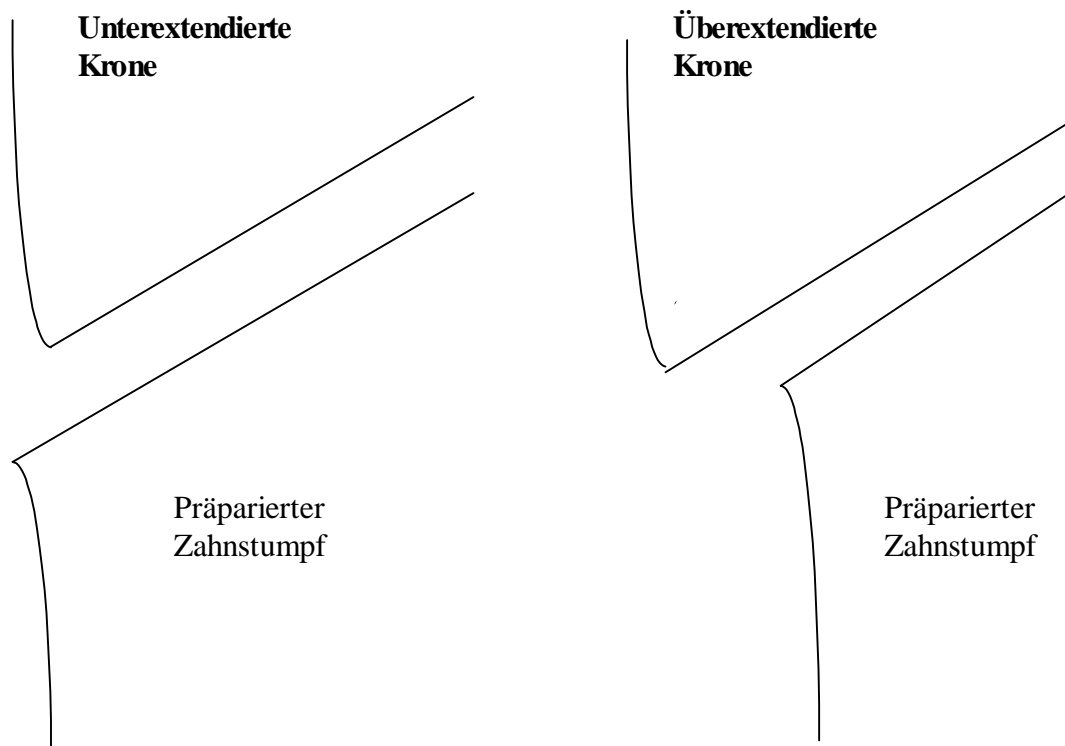


Abbildung 2.1: Darstellung von über- bzw. unterkonturierten Kronen, die eine Randschlußgenauigkeit bedeuten

Die grundlegende Problematik der Randschlußgenauigkeit liegt bei zu kurzen oder zu langen Kronenrändern (siehe Abb. 2.1). Die exakte Bestimmung der absoluten marginalen Diskrepanz von Kronen ist im klinischen Bereich schwieriger, weil keine geometrischen Verhältnisse vorliegen.

2.3. Methoden zur Messung und Beurteilung des Randschlusses

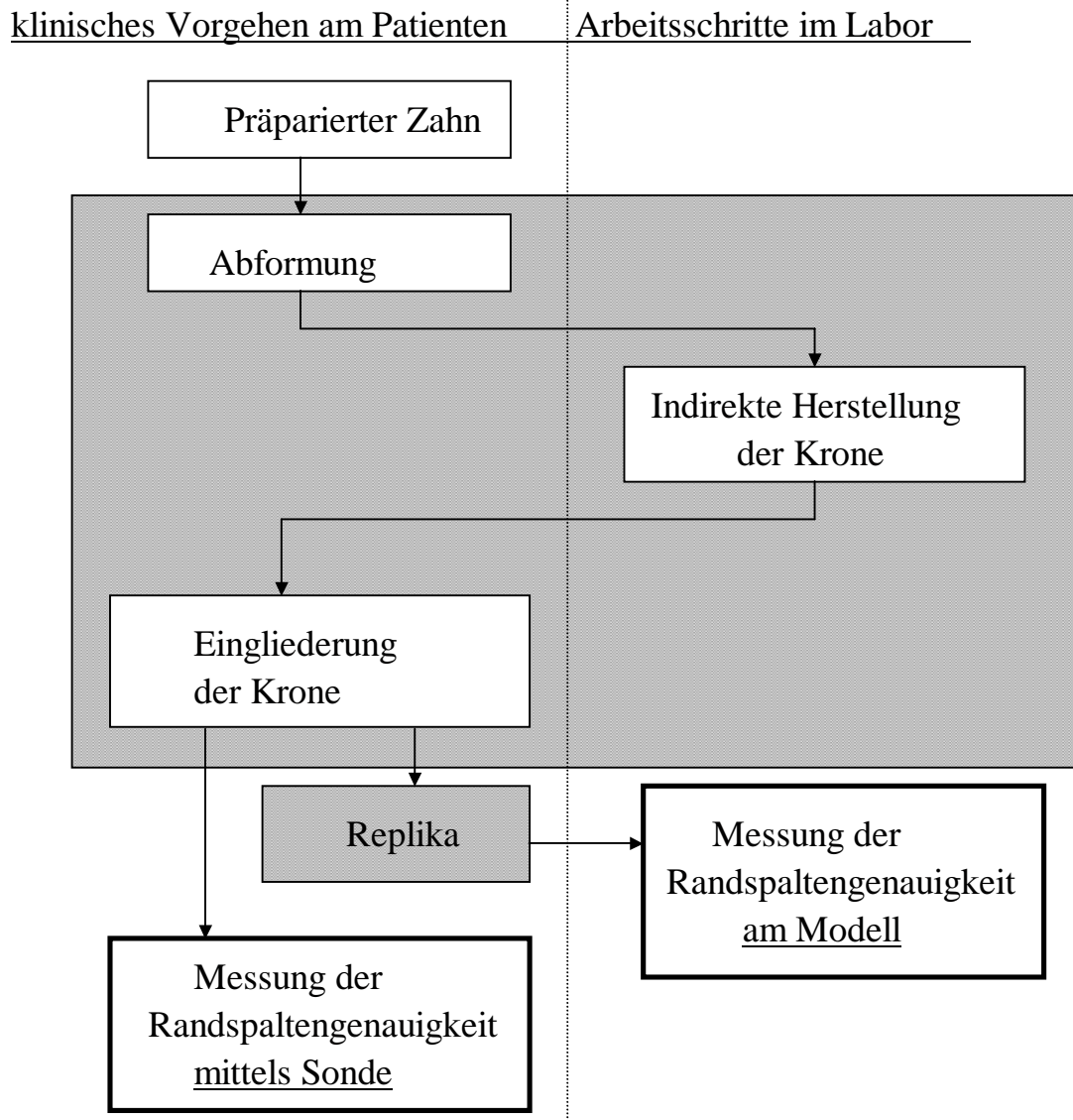


Abbildung 2.2: Schematisierte Darstellung der unterschiedlichen Meßmethodik

Nach wie vor bereitet die Messung von Randspalten erhebliche meßtechnische Schwierigkeiten. Als Definition der Spaltbreitenmessung hat sich heute der Vorschlag von *Holmes* [31] und Mitarbeitern und *Demmel* [9]

durchgesetzt, als „zervikale Diskrepanz“ den Abstand vom Kronenrand zur Präparationsgrenze und als „Randspalt“ den Abstand von Kroneninnenkante zu Zahnstumpf zu bezeichnen.

Prinzipiell stehen verschiedene Möglichkeiten zur Beurteilung des Randspaltes zur Verfügung:

- a) klinisch-visuelle Beurteilung
- b) Messung mittels Sonde
- c) röntgenologische Untersuchung
- d) Replikamethode
- e) indirekte Silikonfilmvermessung
- f) Meßmikroskop

zu a)

Klinisch, d. h. mit Auge und Sonde, läßt sich ein Spalt von etwas unter 20 µm nachweisen Rehberg [79]. Größere Spalten können jedoch nicht genau eingegrenzt und beurteilt werden. Zudem ist die Überprüfung am Patienten stark abhängig von der Einsehbarkeit der Meßstelle sowie der Möglichkeit, diese zu sondieren. In interdentalen und infragingivalen Regionen ist diese Möglichkeit stark eingegrenzt [61].

zu b)

Mit normierten Sonden, deren Spitzen unterschiedlich kalibriert sind, kann man mit einem Sondenstet nach *Marxkors* den Randschluß überprüfen. Die Meßsonden zur Erfassung von Füllungs- und Kronenrandfugen sind dabei in 100 µm-Schritte eingeteilt. Der größte SONDENDURCHMESSER beträgt 0,5 mm und weist auf grobe Ungenauigkeiten hin (Abb. 2.4). Die so untersuchten Randverhältnisse können mit dieser klinischen Methode quantitativ nicht erfaßt werden. Bei überextendierten Gußkronen ist eine Fehlinterpretation der Randschlußgenauigkeit möglich [79].

Der Vorteil dieser klinischen Messung liegt darin, daß sie relativ schnell und einfach durchführbar ist. Nachteilig sind die grobe Abstufung, die Pro-

blematik einer Messung bei einer tiefen infragingivalen Präparation und die Abhängigkeit von der Tastempfindlichkeit des Behandlers [86].

zu c)

Eine Überprüfung mittels Röntgenaufnahmen ermöglicht nur eine eingeschränkte Beurteilung des gesamten Kronenrandes, da ausschließlich die approximalen Kronenränder projiziert und diese verfahrenstechnisch auch nicht exakt wiedergegeben werden [19, 110].

zu d)

Die Replikamethode bedient sich der indirekten Messung am Modell. Bei dieser Meßtechnik wird die eingesetzte Krone im Munde des Patienten abgeformt. Aus der erhaltenen Abformung wird nach dem Gipsausguß ein Modell erstellt. An dem so erhaltenen Modell wird extraoral schließlich die Randspaltengenauigkeit geprüft (Abb. 2.4) [105].

zu e)

Eine andere Möglichkeit, den Randspalt zu messen, besteht darin, daß man mit einer sehr dünnfließenden Silikonabformmasse die Krone dem entsprechenden Stumpf aufsetzt. Die Masse kann in Spalten bis auf wenige μm ausgepreßt werden. Der erstarrte Film aus Silikongummi läßt sich nach Entfernen der Krone im Ganzen abnehmen und sowohl optisch als auch mechanisch an jeder beliebigen Stelle ausmessen [50].

Von Vorteil ist hierbei, daß man einen Überblick über die gesamte Rand-situation erhält. Klinisch wird diese Methode bevorzugt in Situationen angewandt, in denen eine Fehlpassung an einer bestimmaren Stelle sichtbar gemacht werden soll. Die Silikonschrumpfung ist hierbei vernachlässigbar gering [50].

Die exakte Meßbarkeit stellt sich im Hinblick auf die Zuordnung des Silikonfilms zu den entsprechenden Kronen- bzw. Stumpfbegrenzungen nach Abnahme des dünnen Silikonfilms problematisch dar.

zu f)

Mit dem Meßmikroskop kann extraoral quantitativ jeder Bereich der Gußkrone vermessen werden. Man kann die Genauigkeit des Randschlusses der Krone nur in Beziehung zum Kronenstumpf beurteilen. Praktisch hat dies die Konsequenz, daß die Messung auf dem extrahierten Zahn zu erfolgen hat, da eine Messung im Munde des Patienten mit dem Mikroskop nicht möglich ist. Bei überkonturierten Kronenrändern kann die absolute marginale Diskrepanz mitunter nur am geschnittenen Zahn exakt ermittelt werden, was die Anzahl der Meßstellen einschränkt [118].

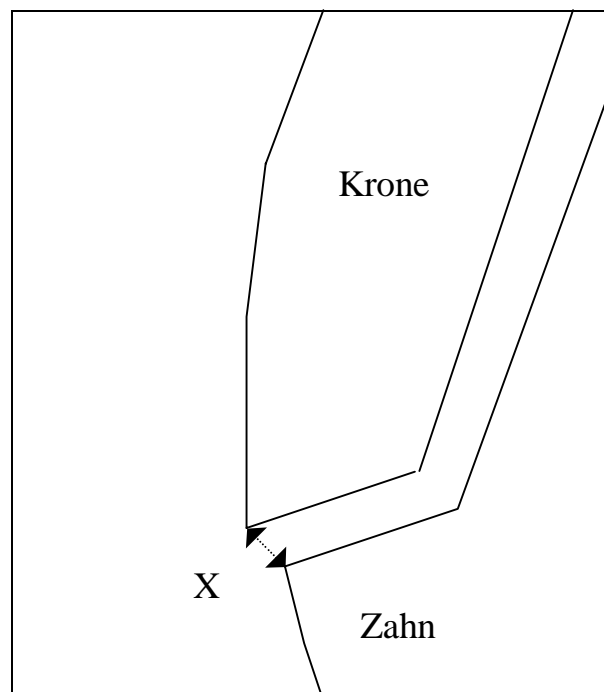


Abbildung 2.3: Meßstrecke X = Randschlußfehler

Voraussetzung für die Paßgenauigkeit von Kronen ist eine klar definierte Präparationsgrenze, die im Munde des Patienten bei geeignetem methodischen Vorgehen in der Mehrzahl der Fälle möglich ist [84].

2.4 Untersuchungen über die Paßgenauigkeit von Kronen

Zahlreiche Veröffentlichungen setzen sich mit der Paßgenauigkeit von Kronen auseinander. Ein Teil der Beiträge befaßt sich mit Restaurationen, die nicht am Patienten angefertigt sind und somit nur einen bedingten klinischen Bezug haben können.

2.4.1 Laboruntersuchungen über die Randschlußgenauigkeit

Im Labor hergestellte Kronen und deren Randspalt verglichen *Haas* und *Bratschko* [28], wobei sie keine durch die Präparationsformen bedingten signifikanten Unterschiede fanden.

Nachuntersuchungen zur Paßgenauigkeit von Kronen, die im Phantomkopf unter praxisnahen Bedingungen hergestellt wurden, haben auch *Schrader* und *Kordaß* [87] durchgeführt. Die mit einem additionsvernetzenden Silikon abgeformten Kronenstümpfe lieferten nach indirekter Herstellung Gußkörper, deren Randspaltengrößen zwischen 62 und 90 µm lagen.

2.4.2 Vergleich direkter und indirekter Herstellung von Gußkronen auf Prüfkörpern

Im Laborversuch ist es möglich, auf Prüfkörpern Kronen direkt zu modellieren und sie dann mit Kronen zu vergleichen, die nach einer entsprechenden Abformung und Modellherstellung entstanden sind. (siehe Abbildung 2.4).

Verschiedene Autoren haben zu dieser Thematik folgende Versuche durchgeführt:

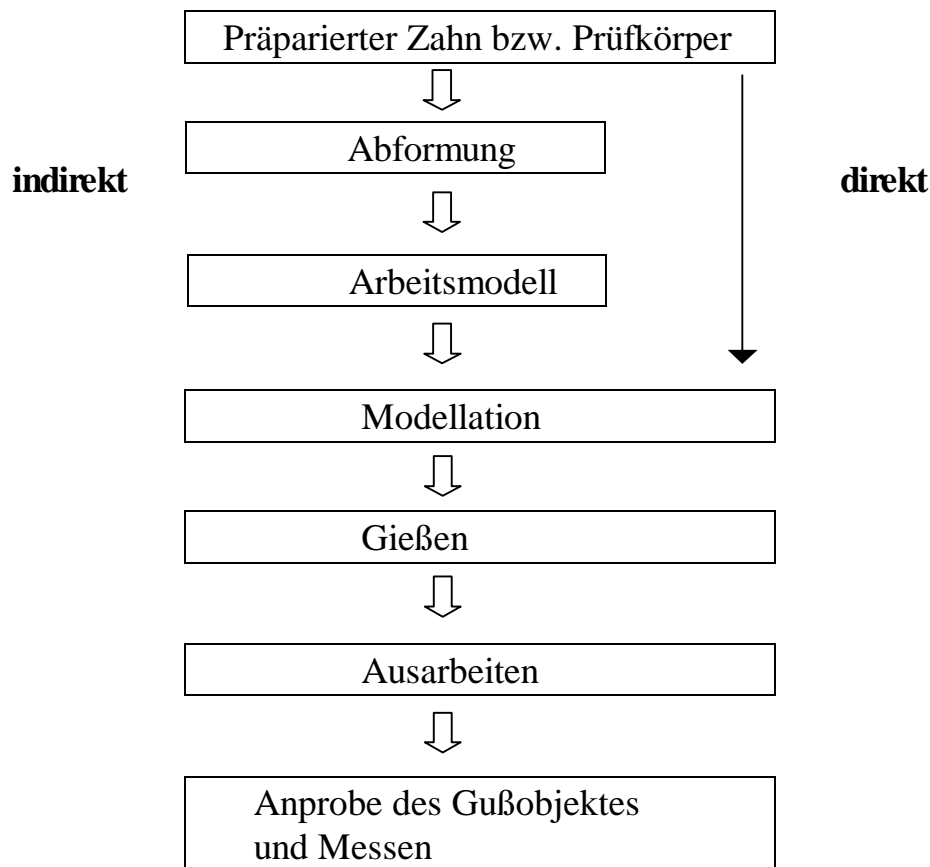


Abbildung 2.4: Schematische Darstellung der Arbeitsschritte zum Vergleich direkter und indirekter Herstellung von Gußkronen auf Prüfkörpern

Lehmann [52] verglich die Paßgenauigkeit von Gußobjekten. Die Modellation erfolgte unter Auslassung von Abformung und Modellherstellung direkt auf dem Prüfkörper. Diese wurden dann mit Gußobjekten verglichen, die unter dem Einfluß der gesamten Arbeitskette entstanden sind. Die im indirekten Verfahren hergestellten Gußkronen wiesen einen schlechteren Wert für die Randschlußgenauigkeit auf. Die direkt auf Frasacostümpfen hergestellten Kronen waren mit einem Mittelwert von $39,5\ \mu\text{m}$ genauer als die Kronen, welche indirekt, also über Abformung und Modell gefertigt wurden (Mittelwert $46,5\ \mu\text{m}$). Die direkt hergestellten Gußkörper waren präziser, da die Fehlerquellen, Abformung und Modell, im indirekten Herstellungssystem zusätzliche Ungenauigkeiten produzierten.

Döring [10] berichtete 1983 über Randspaltenbreiten an Kronen aus propädeutischen Kursen. Die Kronen wurden indirekt mit Methoden hergestellt, die Lehmanns Versuchen glichen. Er ermittelte einen Wert von 52,5 µm als mittleren Randfehler.

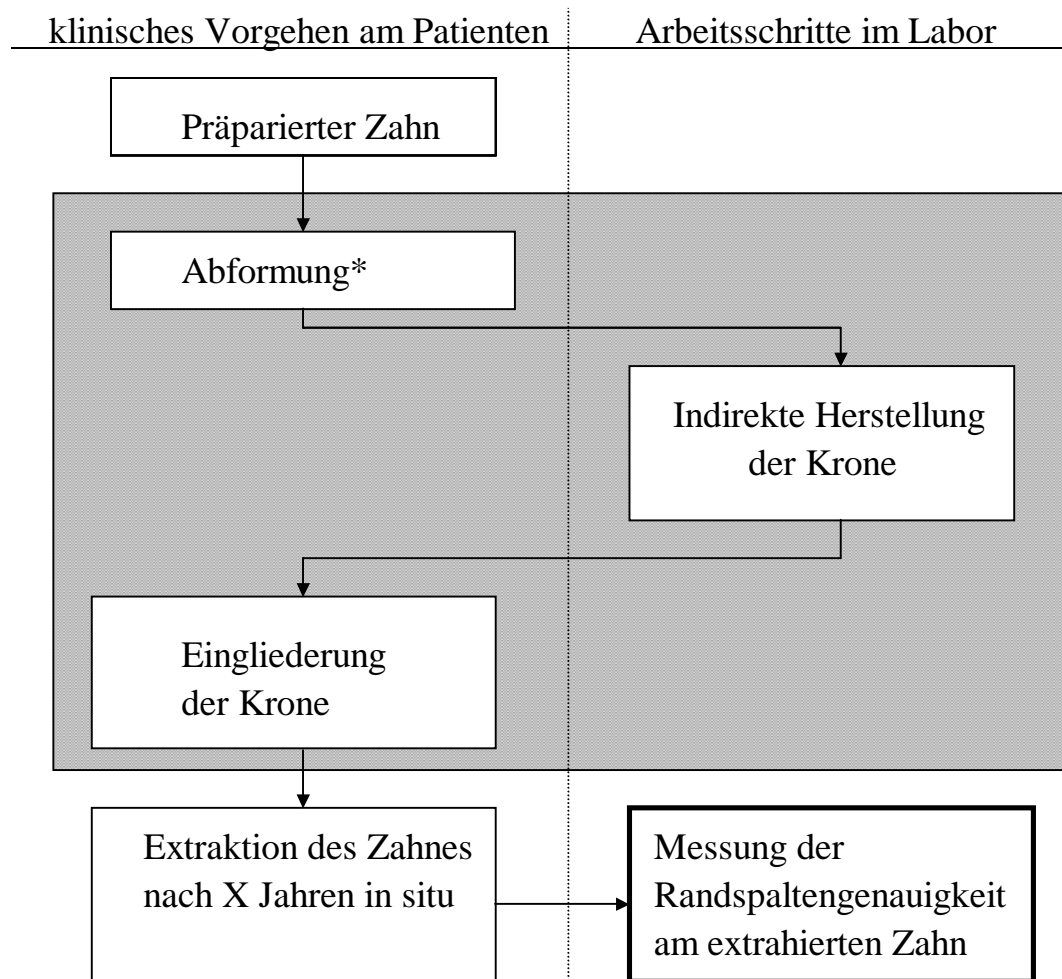
Den Einfluß von unterschiedlichen Abformmaterialien auf die Randschlußgenauigkeit untersuchte *Plekavich*. [77]. In den indirekten Versuchsreihen wurden unterschiedliche Abformmaterialien und Modellgipse verwendet. Die direkt auf Prüfkörpern hergestellten Gußkronen wiesen Werte von 0 - 18 µm auf. Die im indirekten Verfahren hergestellten Kronen erreichten einen Mittelwert von 114 µm.

Bei Laborversuchen mit genormten Prüfkörpern entfallen die Fehlerquellen, die bei der Abformung in vivo immer zusätzlich gegeben sind, daher lassen sich daraus vor allem Rückschlüsse auf die technischen Möglichkeiten ziehen. Die Werte für klinisch erreichbare oder erreichte Paßgenauigkeit von Gußobjekten müssen dagegen durch Arbeiten am Patienten ermittelt werden.

2.4.3 Nachuntersuchungen an extrahierten Zähnen

Ein Teil der vorliegenden klinischen Untersuchungen beschäftigt sich mit der Genauigkeit im Randspaltbereich von bereits einzementierten Kronen. Die Messung erfolgte nach der regulären Extraktion dieser Zähne.

Andere Arbeiten gehen unter klinischen Bedingungen vorwiegend auf die im Grenzraum erzielbare Genauigkeit ein.



*Abformung entstand mit nicht mehr nachvollziehbarer Material/Technik-Kombination

Abbildung 2.5: Schematisierte Darstellung der retrospektiv angelegten Studien, modifiziert nach Uhlig [105]

Den Randschluß der Gußkronen ermittelte *Marxkors* [61] an extrahierten Zähnen. Die gefundenen Diskrepanzen gaben seiner Ansicht nach Anlaß, die Indikationsstellung für Kronen neu zu überdenken. Bei einer zufälligen Auswahl von über 100 extrahierten Zähnen (1979), die mit Gußkronen versehen waren, war der Randschluß nach Beschleifen mit einer erkennbaren Präparationsgrenze besser als nach einer Tangentialpräparation. Die Breite der Randspalten lag bei etwa 130 µm. Vollgußkronen, die 1971

ausgewertet wurden, wiesen bei einer Betrachtung von Zahn- und Kronen-innenumfang noch eine durchschnittliche Differenz von 220 μm auf.

Die Nachuntersuchungen von *Spiekermann* [97] an 142 extrahierten überkronten Zähnen zeigten ebenfalls marginale Diskrepanzen auf, die im Bereich von 382 μm im Mittel lagen, wobei der Maximalwert sogar bei 1425 μm betrug.

Donath und *Roth* [11] konnten an 115 in situ belassenen Kronen und Brückenpfeilern im Mittel einen Abstand von über 600 μm nachweisen. Gemessen wurde dabei der Abstand des zervikalen Kronenrandes von der Präparationsgrenze.

2.4.4. Klinische Untersuchungen über die Randschlußgenauigkeit

Die in den Nachuntersuchungen aufgefundenen erheblichen Diskrepanzen zwischen werkstoffkundlich möglichen und klinisch realisierten Ergebnissen müssen dazu führen, die Ursachen stärker im klinischen Bereich zu erforschen.

Die in vivo erreichbare Abformgenauigkeit wurde von *Wöstmann*, *Dohle* und *Rettberg* [117] in einer klinischen Studie bestimmt. Sie kamen zu dem Schluß, daß wesentliche Ursachen für große Randspalten in den klinischen Gegebenheiten bei der Abformung zu finden waren.

Wöstmann [116] untersuchte weitere klinische Parameter, die Einfluß auf die erzielbare Genauigkeit haben. Zu diesem Zweck wurden Zähne am Patienten präpariert und anschließend mit unterschiedlichen Silikonen und Methoden abgeformt. Die angefertigten Kronen wurden auf den extrahierten Zähnen auf ihre Randschlußgenauigkeit geprüft.

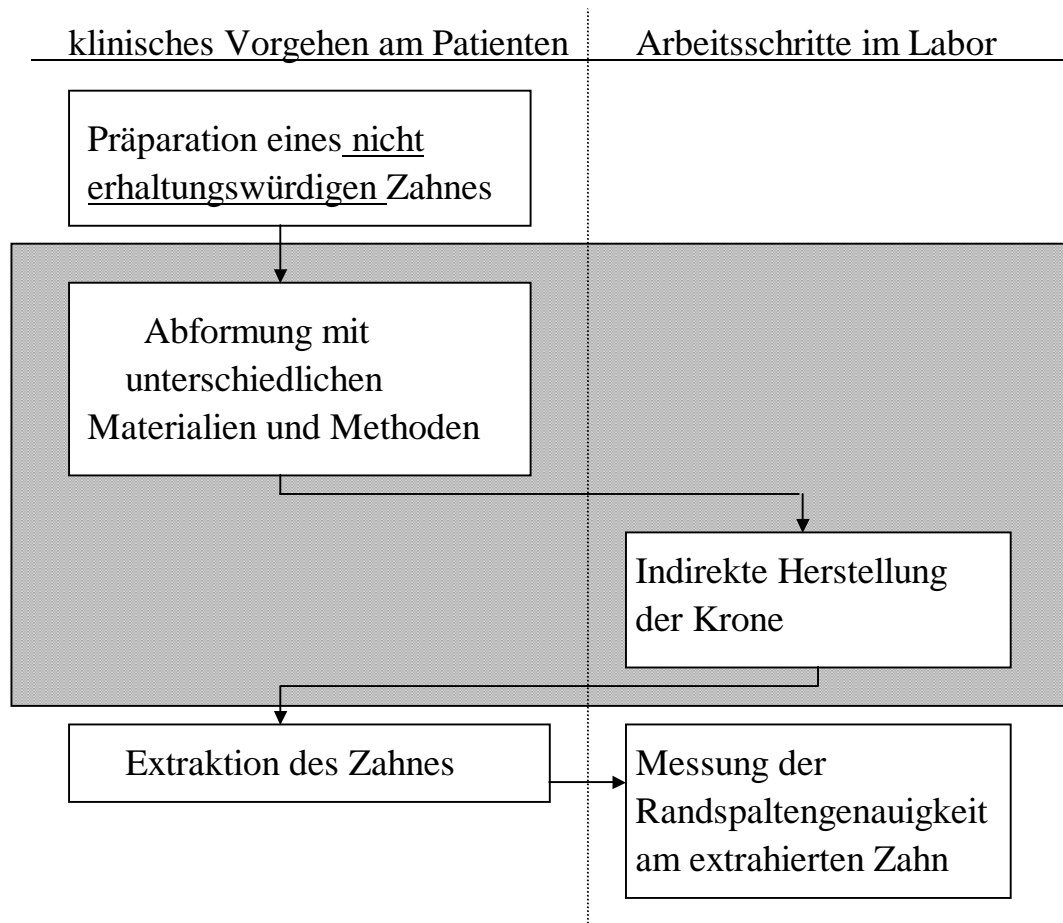


Abbildung 2.6: Schematisierte Darstellung der prospektiv angefertigten Studien, modifiziert nach Uhlig [105]

Die Ergebnisse einer optimalen Abformung wurden durch den Zeitpunkt der Abformung, die Lage der Präparationsgrenze sowie das Vorliegen einer Sulkusblutung und einige weitere klinische Faktoren erheblich beeinflusst. Eine große Anzahl so hergestellter Kronenkäppchen für Zähne, die schon vorher eine Indikation zur Extraktion aufzuweisen hatten, konnte man aufgrund dieser Vorbedingung nicht erwarten. Dennoch ließen sich Tendenzen erkennen, die es nun zu verifizieren oder zu widerlegen gilt [114].

2.5 Untersuchungen über die am indirekten Verfahren beteiligten Werkstoffe und Techniken

Eine sehr gute Paßgenauigkeit kann nur erreicht werden, wenn alle Herstellungsabschnitte, angefangen bei der Abformung und Modellherstellung bis hin zur Gußherstellung, aufeinander abgestimmt sind [97].

Die im indirekten Herstellungsverfahren verwendeten Materialien unterliegen bei ihrer Verarbeitung gewissen Volumenveränderungen. Dazu gehören z.B. die thermische Kontraktion und die Abbindekontraktion der Abformmassen, die Abbindeexpansion des Modellgipses, die Wachskontraktion beim Modellieren, die Expansion der Einbettmasse beim Vorwärmen sowie die Metallexpansion und -kontraktion während des Gußvorganges [102, 103].

2.5.1. Untersuchungen über Arbeitsmodelle, Modellation und zahnärztliches Gußverfahren

Rehberg [80,81] erläutert die wichtigsten Forderungen, die an elastomere Abformmaterialien gestellt werden. Er beschäftigt sich eingehend mit den werkstoffkundlichen Untersuchungsmethoden und Forderungen, die an Abformlöffel und die Verarbeitung der elastischen Abformmassen durch den Zahnarzt zu erfolgen haben. Er sieht die Aufgabe der zahnmedizinischen Werkstoffkunde darin, die auf dem Markt angebotenen Werkstoffe ständigen Untersuchungen zu unterziehen, um dem Zahnarzt objektive Daten als Auswahlkriterien an die Hand zu geben.

In Zusammenarbeit mit *Schwickerath* [89] folgten Versuche, die sich mit der Genauigkeit von Modellen, Wachs und dem Guß beschäftigen. Bei der Analyse der einzelnen Vorgänge ist ein präzise zugeordneter Zeitaufwand von Bedeutung, da dessen Beachtung den Abformerfolg erhöht.

Den Einfluß der Einbettmasse auf die Paßgenauigkeit untersuchte *Wagner* [107]. Er fand eine deutliche Korrelation zwischen der Spaltbreite des Gußkörpers und der Gesamtexpansion der Einbettmasse. Variationen der Mischungsverhältnisse bei der Einbettmasse führen zu signifikanten Unterschieden [41].

Einfeldt [18] widmete sich der Paßgenauigkeit gegossener Metallarbeiten und zeigte auf, daß bei Abstimmung aller Arbeitsgänge eine sehr präzise Paßgenauigkeit möglich ist.

2.5.2 Laborversuche über Abformmassen und deren Einsatz bei Verwendung unterschiedlicher Techniken

Die Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von elastomeren Abformmassen wurde von *Bader* [1] und *Pratten* [78] mittels Kontaktwinkelmessung am liegenden Tropfen untersucht. Es stellte sich heraus, daß die Abformgenauigkeit stärker von der Abformtechnik als vom Abformmaterial abhängig war.

Weitere Empfehlungen anhand werkstoffkundlicher Erkenntnisse über elastomere Abformmaterialien kamen von *Pfeiffer* [75, 76]. Seiner Aussage nach wird die Qualität einer Abformung von verfahrens- und materialspezifischen Faktoren bestimmt. Insbesondere die Summe möglichst optimaler Einzelschritte läßt eine originalgetreue Abformung erwarten.

Zu ähnlichen Schlußfolgerungen kommen Autoren, die das Material nicht isoliert betrachten, sondern die Methodik der Applikation mit in ihre Untersuchungen einschließen, wie *Lehmann* [43, 44, 48], *Marxkors* [63] und *Viohl* [106]. Sie stellten fest, daß die Genauigkeit einer Abformung nicht allein vom verwendeten Abformmaterial abhängt, sondern im wesentlichen auch von der angewandten Technik.

Die Dimensionsgenauigkeit und das Formverhalten verschiedener Abformmaterialien und Methoden wurde von *Körber* [40], *Hung*, [32], *Idris* [33], *Johnson* [35], sowie durch *Morgano* [70] und deren Mitarbeiter untersucht, wobei die gefundenen Abweichungen auf die Eigenschaften der Abformmaterialien und die Abformmethode zurückgeführt wurden.

Mit der Frage, wie sich Fehler bei der Korrekturabformung vermeiden lassen, beschäftigten sich u. a. *Stachniss* und *Kolbow* [98]. Sie empfehlen, für das Zweitmaterial ausreichend Abflußmöglichkeiten zu schaffen, damit die Darstellung der Lumina durch das Korrekturmateriale nicht wesentlich verändert wird.

Schwickerath [88, 93] hebt die persönlichen Momente bei der Dosierung und während des Anmischvorganges hervor und schließt sich der Meinung an, daß bei Verwendung gleicher Materialien ein durch das Abformverfahren bedingter Unterschied auftritt. Weiterhin stellte er entsprechende Anforderungen an die Abformlöffel, die einen entscheidenden Anteil an der Güte und Genauigkeit der Abformung haben.

2.5.3 In der zahnärztlichen Praxis angewandte Materialien und Methoden

Lehmann [46], *Schulz* und *Schwickerath* [88], *Wöstmann* [114] berichten über die verschiedenen Abformmethoden und deren klinische Anwendung. Als heutzutage gängige Verfahren wurden dabei die Korrektur-, Doppelmisch- und Einphasenabformung untersucht, da sie hauptsächlich für die Abformung von präparierten Stümpfen gewählt wurden.

Im Verlauf der letzten Jahre hat sich die Korrekturabformung etabliert. Die Doppelmisch- und die Einphasenabformung werden weitaus seltener angewandt, um präparierte Kronenstümpfe abzuformen. Die früher übliche Kupferringmethode, die ebenfalls sehr genaue Ergebnisse erbrachte, wird heute nur noch selten angewandt, da sie in der Handhabung erheblich aufwendiger war.

Fuchs [24], *Lehmann* [46] und *Wöstmann* [114] legen den Schwerpunkt ihrer Untersuchungen auf die tatsächliche Verwendung dieser Methoden in der zahnärztlichen Praxis und nennen beeinflussende Faktoren, wie Blut, Speichel, Zeitpunkt der Abformung und Mundhygiene.

Die Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien wurden von *Franz* [21, 22, 23] geprüft. Ihrer Meinung nach gibt es nicht das „beste“ oder ideale Abformmaterial, das alle Forderungen hundertprozentig erfüllt. Der Zahnarzt ist darauf angewiesen, das für seine jeweilige Situation günstigste Material auszuwählen.

2.6 Abformmaterialien

Arbeiten über die Theorie der Abformung und die werkstoffkundlichen Grundlagen von Silikonelastomeren stammen von *Drummond* [13], *Eichner* [16, 17], *Lenz* [54], *Meiners* [64, 66], *Stackhouse* [99] und zahlreichen weiteren Autoren [25, 26, 59]. Kenntnisse über die ausgewählte Stoffgruppe und deren Verhalten werden als Grundvoraussetzung gesehen um sehr genaue Abformungen nehmen zu können [50, 51]. Die dafür angebotenen Silikone eignen sich bei fachgerechter Handhabung und sorgfältiger Arbeitsweise für unterschiedliche Situationen.

2.6.1 Eigenschaften, Zusammensetzung und Verwendung der elastomeren Abformmaterialien

Anfang der 50er Jahre wurden die elastomeren Abformmaterialien eingeführt: zunächst die Polysulfide (USA), dann die Silikone (Deutschland) und schließlich (ebenfalls in Deutschland) die Polyether [18]. Seit 1976 sind Silikonmassen im Handel, die nicht durch Polykondensation, sondern durch Polyaddition fest werden.

Nach einer 1992 durchgeführten Umfrage bei 1014 befragten Zahnärzten [114] werden zur Herstellung von Kronen im indirekten Verfahren als Abformmaterialien am häufigsten Silikone verwendet, von denen die kondensationsvernetzenden eindeutig bevorzugt werden. Andere Abformmaterialien, z.B. auf Polyetherbasis, machen nur einen kleinen Teil der in der Praxis verwendeten Stoffe aus.

Die genannten Elastomere gehören zu der Gruppe der irreversibel-elastischen Stoffe. Sie erfüllen die Anforderungen an Elastizität und Dimensionstreu sowie an Detailwiedergabe und Kompatibilität mit Modellwerkstoffen bei sachgerechter Verarbeitung in ähnlicher Form [64].

Die elastomeren Abformmaterialien weisen folgende grundsätzliche Eigenschaften und Zusammensetzung auf:

Elastomere Abformmaterialien sind synthetische makromolekulare Substanzen, deren plastische Ausgangskonsistenz nach Untermischen eines Katalysators unter Zunahme der Viskosität in einen irreversiblen elastischen Zustand übergehen. Die Ausbildung eines dreidimensionalen Netzwerkes durch Verlängerung und Verknüpfung der Basispolymere über funktionelle Gruppen ist die Ursache für die Verfestigung. Im flüssigen oder plastischen Zustand besitzen die Kettenmoleküle eine freie Beweglichkeit. Nach Übergang in den elastischen Zustand ist diese eingeschränkt [17].

Das elastische Verhalten der Abformmaterialien ist darauf zurückzuführen, daß die einzelnen Molekülketten nicht in gestreckter Form liegen und untereinander vernetzt sind. Bei Einwirkung externer Kräfte werden die Maschen eines derartigen Molekülgeflechtes deformiert. Je höher der Vernetzungsgrad einer Masse ist, um so mehr steigt deren Festigkeit an [90, 94].

Es ist üblich, die unterschiedlichen Konsistenzen mit folgenden Bezeichnungen zu beschreiben:

knetbar	-putty
schwerfließend	-heavy
mittelfließend	-regular
leichtfließend	-light bodied
(in Anlehnung an <i>Eichner</i> [17])	

Im folgenden sollen die heute gängigen und auch in dieser Arbeit verwendeten Materialien und Techniken erläutert werden.

2.7 Abformmaterialien auf Silikonbasis

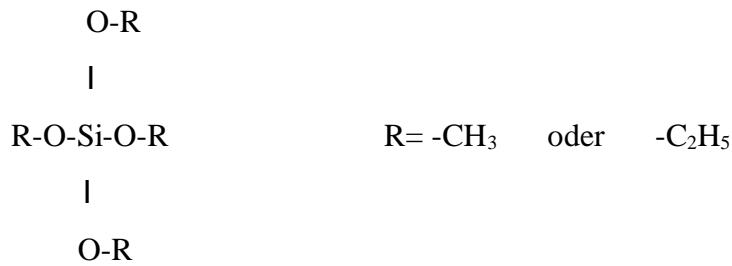
Silikonmassen setzen sich aus zwei Komponenten zusammen, entweder Paste-Paste oder Paste-Flüssigkeit.

Man unterscheidet additions- und kondensationsvernetzende Polysiloxane. Die Aushärtung der konventionellen Silikone erfolgt unter Abspaltung von Nebenprodukten durch Polykondensation. Es werden dabei flüchtige Substanzen wie z.B. C_2H_5OH freigesetzt, wodurch eine gewisse Schrumpfung eintritt. Die Schrumpfungsvorgänge sind abhängig vom Füllstoffanteil, wobei niedriger visköse Massen stärker schrumpfen als höher visköse [62].

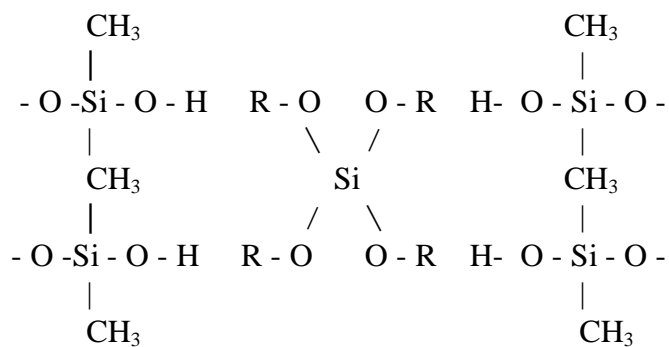
2.7.1 Kondensationsvernetzende Silikone

Das Grundgerüst dieser auch als Polysiloxane bezeichneten Substanzen bildet eine Silizium-Sauerstoff-Kette nach folgendem Schema:

Alkyl- oder Arylgruppen (meist - CH_3) sättigen die beiden übrigen Valenzen des Siliziumatoms ab. Das Polymer der Silikon-Abformmaterialien ist ein lineares Polydimethylsiloxan mit endständigen Hydroxylgruppen. Eine Substanz, die bis zum Molekulargewichten der Größenordnung 10^5 noch flüssig ist [64, 66]. Die Härtersubstanz enthält ein Alkoxysilan vom Typ



sowie eine organische Zinnverbindung als Katalysator. Das tetrafunktionelle Härtermolekül reagiert nach dem Anmischen mit den Hydroxylgruppen des Siloxans unter Abspaltung von Alkohol.



Die beiden ersten Reaktionen des Härtermoleküls bedeuten eine Kettenverlängerung, die beiden folgenden dagegen bewirken eine Vernetzung. Beim Abbindeprozeß der Silikone ist das Verhältnis von verlängernden und vernetzenden Reaktionen somit 1:1 [64].

Durch das Freisetzen des abgespaltenen Alkohols R-OH ergibt sich eine Volumenveränderung: die Masse schrumpft. Diese Schrumpfung ist um so geringer, je höher der Füllstoffanteil und damit die Viskosität der Abformmasse ist. Sie liegt bei 0,2 % für die Vorabformmasse bzw. 0,8 % für die Feinabformmasse [2].

Wird der Härter als Flüssigkeit geliefert, befinden sich Katalysator und Vernetzer in einem öligen Verdünnungsmittel. Bei Pastenhärtern werden außerdem Mittel zum Eindicken zugesetzt [18].

Während der zunehmend schneller voranschreitenden Vernetzung der linearen Polysiloxanmoleküle werden die Ketten durch Querverbindung immer mehr in ihrer Verschiebbarkeit eingeschränkt. Das Material leistet verformenden Kräften immer mehr Widerstand, bis es schließlich elastisches Rückstellvermögen erreicht [64].

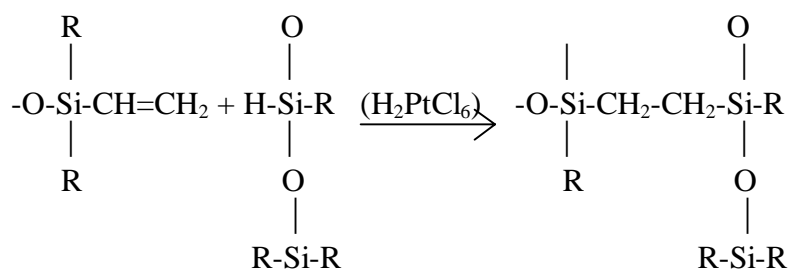
Während dieser Umwandlung vom fließfähigen zum elastischen Zustand wird die Abformung vorgenommen. Dabei soll während der Applikation und Positionierung des Löffels das Material rein plastisch sein [68].

Die Art der organischen Substituenten und das Molekulargewicht des Polymers sind verantwortlich für die Viskosität des ölähnlichen Polysiloxans. Die Konsistenzen, die von knetbar bis dünnfließend reichen, werden vorwiegend durch den Zusatz von Füllstoffen eingestellt, wie z.B. SiO_2 , CaCO_3 , CaSO_4 . [62].

2.7.2 Additionsvernetzende Silikone

Um das Problem des Abspaltproduktes zu umgehen, wurden die additionsvernetzenden Silikone entwickelt. Anstatt endständiger Hydroxylgruppen, wie beim herkömmlichen Silikon, finden sich hier im Grundmolekül endständige Vinylgruppen ($\text{CH}=\text{CH}_2$); daher der Name Polyvinysiloxan.

Mit diesen Vinylgruppen werden im Härter enthaltene Polysiloxanmoleküle, die seitliche H-Si-Gruppen tragen, durch Addition vernetzt. Hierzu ist als Katalysator eine organische Platinverbindung nötig [14].



Bei den additionsvernetzenden Silikonen treten keine Nebenprodukte auf, wodurch eine dauerhafte Dimensionsstabilität erreicht wird; zudem werden die Abstände zwischen den Molekülketten bei der Verknüpfung nur geringfügig geändert, so daß die Abbindekontraktion außerordentlich gering bleibt [80].

Hieraus leitet sich der Vorteil ab, daß die Materialien dieser Stoffklasse nicht wie die K-Silikone möglichst innerhalb einer Stunde nach der Entnahme aus dem Mund ausgegossen sein sollten, sondern problemlos über Tage gelagert werden können. Die polymerisations- und lagerungsbedingte Schrumpfung der meisten A-Silikone liegt unterhalb von 0,5 % lin. [18], diejenige der K-Silikone kann bis zu 0,8 % lin. betragen.

Das Molgewicht der Grundmasse der Silikone ist mit etwa 100.000 wesentlich größer als das der Polyether mit ca. 4.000. Zudem ist die mittlere Reaktionswärme der Silikone ca. 10mal kleiner [64]. Infolgedessen beginnt bei den A-Silikonem die Vernetzungsreaktion erst nach einigen Minuten in nennenswertem Umfang. Deshalb weisen die additionsvernetzenden Silikone gegenüber den kondensationsvernetzenden deutlich längere Verarbeitungszeiten auf [57].

Da Latexpartikel den Katalysator der meisten A-Silikone inhibieren und dies zu einer unzureichenden Aushärtung des Materials führen kann [83], sollte man beim manuellen Anmischen deshalb keine oder nur für diesen Zweck geeignete Handschuhe tragen.

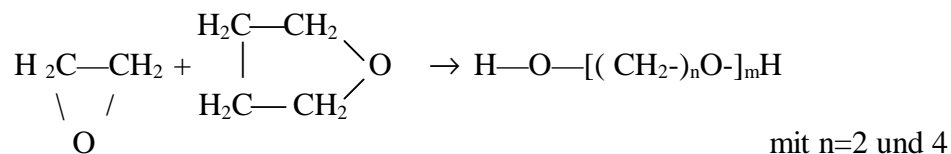
Ein Nachteil der A-Silikone und K-Silikone, bedingt durch die geringe Polarität der langkettigen Kohlenwasserstoffketten, ist ihre Hydrophobie. Diese ist bei den A-Silikonem stärker ausgeprägt. Zusätze zur Hydrophilisierung verfolgen den Zweck, diese Eigenschaft etwas abzumildern [80].

	Polykondensationsmassen	Polyadditionsmassen
Basispaste	20-90% Polysiloxane mit endständigen OH-Gruppen 0-30% Paraffinöl oder andere Weichmacher 10-80% Füll- und Farbstoffe	Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen Pt-haltige organische Verbindungen (Katalysator) Füll- und Farbstoffe
Härter	Zinnoktoat oder Dibutyl-Zinn-dilaurat, (Poly-)Äthyl- oder (Poly-)Methylsilikat, evtl. Füll-u. Farbstoffe	Hydridsiloxane (seitenständiges H-) Füll- und Farbstoffe

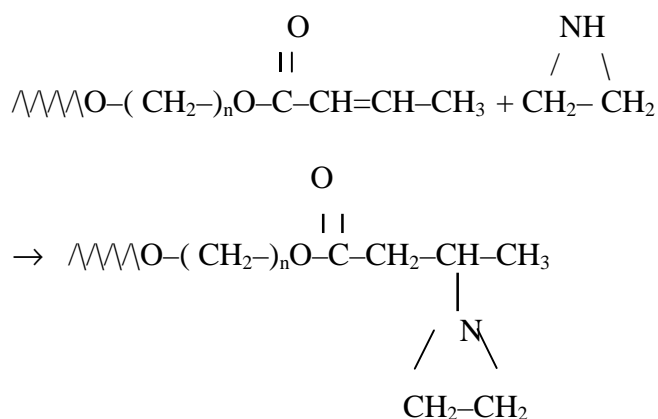
Abbildung 2.7: Zusammensetzung der Silikonabformmassen [80]

2.7.3 Polyetherabformmassen

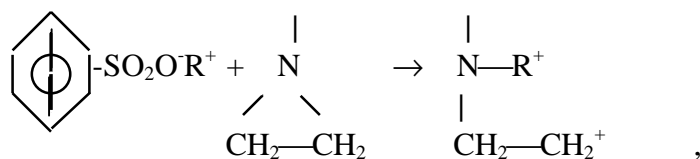
Ausgangsprodukt der Abformmassen auf Polyetherbasis ist ein Copolymerisat aus Äthylenoxid und Tetrahydrofuran im Molekülverhältnis 1:1 und einem mittlerem Molekulargewicht von 3600. Die Heterozyklen addieren sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen [64].



Die endständigen OH-Gruppen werden mit einer ungesättigten Säure verestert z.B.(Crotonsäure). Die Doppelbindung dieser Säure vermag mit Äthylamin zu reagieren, so daß die Molekülketten schließlich endständige Aziridin-Gruppen besitzen [62].



Äthylamin ist als dreigliedriger alizyklischer Ring sehr reaktionsfähig und spaltet leicht auf. Die Verbindung wird durch die katalytische Gegenwart von Säuren zur Polyaddition veranlaßt [64]. Im vorliegenden Fall enthält die Härterpaste einen Benzosulfonsäureester,



dessen R^+ -Ionen die katalytische Funktion zur Ringspaltung und anschließender Reaktion der Bifunktionelle untereinander übernimmt.

Die Lagerzeitkontraktion des Polyether ist sehr gering und mit derjenigen der additionsvernetzenden Silikone vergleichbar [37].

Da bei der Vernetzungsreaktion keine flüchtigen Nebenprodukte abgespalten werden, ist die Dimensionsänderung der Masse bei der Lagerung nur sehr gering; insofern ähneln sie den Polysiloxanen [13, 85], ohne letztere allerdings zu erreichen [22, 36, 73, 106, 112, 113]. Obwohl Polyether eine den K-Silikonen ähnliche Reaktionskinetik zeigen und unmittelbar nach der Härterzugabe zu vernetzen beginnen, neigen sie doch nicht in gleichem Maße zur Ausbildung endogener Spannungen wie diese [111].

Die Polyether zeichnen sich darüber hinaus durch eine hohe Strukturviskosität aus [114]. Ihre Fließfähigkeit ist nach Angaben von *Shillingburgh* [96] nicht optimal. Er empfiehlt daher, Polyetherabformungen mit individuellen Abformlöffeln vorzunehmen. Hierdurch können nach *Eichner* [17] höhere Abformdrucke und nach *Eames* [15] und *Wirz* [111] geringere Schichtdicken erzielt werden.

Die Biokompatibilität ist nicht so gut wie bei den Silikonen. Zahlreiche Autoren beschreiben allergische Reaktionen auf Polyethermassen [20, 42, 72]. Bei Patienten, die anamnestisch Allergien aufweisen, sollte daher auf andere Materialien ausgewichen werden, da es sonst zu Sensibilisierungen und Kontaktdermatiden kommen kann.

Die Werte für die bleibende Deformation liegen bei etwa 1 %. „flow“ 0,1-0,13 % \Rightarrow das bedeutet, daß das Material eine gute Rückstellung bei der Wiedergabe von Unterschnitten besitzt und auch dünne Anteile beim Ausgießen nicht so leicht verformt werden [80]. Die Formkonstanz der Polyetherabformmassen ist recht gut, denn die Abbindeschrumpfung liegt bei 0,2 % linear. Auch bei längerer Lagerung wird eine Schrumpfung von 0,3 % kaum überschritten. Die Haftung der Masse an den Zähnen erfordert oft erhebliche Kraft beim Abziehen der Abformung.

Die Polytherabformmaterialien werden nur von sehr wenigen Herstellern, in Deutschland nur von einem Unternehmen angeboten, so daß auf dem deutschen Markt hauptsächlich das Produkt *Impregum* vertreten ist.

2.8 Abformmethoden

Die Abformung hat wegen der durch das indirekte Verfahren bedingten wiederholten Herstellung von Negativformen (Gipsmodell, Wachsmodellation; Gußform) einen hohen Stellenwert. Fehler, die bei der Abformung gemacht werden, lassen sich durch die nachfolgenden Arbeitsschritte in der Regel nicht korrigieren. Nur eine einwandfreie Abformung erlaubt es dem

Zahntechniker, ein gutes Modell und darauf einen exakt passenden Zahnersatz herzustellen. Die Abformung führt materialbedingt zu größeren oder kleineren Lumina und dadurch kann es zum Schluss bei der prothetischen Kronenrekonstruktion zu nicht mehr tolerablen Abweichungen kommen [114].

2.8.1 Historischer Überblick

Delabarre, der Leibzahnarzt Ludwig des XVIII., war der erste, der 1820 den damals üblichen Abformvorgang mit Wachs durch die Verwendung von Abformlöffeln entscheidend verbesserte. An unter sich gehenden Stellen behalf sich *Delabarre* mit Mehrfachabdrücken („Vérificateurs“, zit. nach *Jaeggi* [34]), wobei er in Wachs Korrekturen vornahm. Andere Zeitgenossen, *Gilbert* und *Dwinelle*, verwendeten Gipsabdrücke, die sie im Munde zerbrachen und außerhalb wieder zusammensetzten [30].

Auf dem Gebiet der Stumpfabformung war bis in die 50er Jahre die Kupferringabformung mit thermoplastischer Masse die Methode der Wahl. Die durch die Ringabformung gewonnenen Einzelstümpfe wurden entweder in eine zusätzlich genommene Situationsabformung eingesetzt oder wurden über eine Sammelabformung aus Gips integriert.

Der entscheidende Nachteil war, daß die marginale Zone nicht exakt dargestellt werden konnte, weil immer derjenige Teil der Kerr-Masse abbrach, der über die Präparationsgrenze hinausragte. War die Masse nicht vollständig erstarrt, so verzog sie sich an dieser Stelle. Auch traten beim Abkühlen des Materials thermische Kontraktionen auf, was zu einer Verfälschung der Abformung führte [34].

Weiterhin war es schwierig, an nebeneinanderliegenden Stümpfen gleichzeitig Kupferringe zu setzen, da diese sich meist gegenseitig störten.

Anfang der 50er Jahre wurde von Kerr das Polysulfid „*Permlastic*“ zusammen mit einer speziellen Abformtechnik vorgestellt. Dies war der Anfang der Doppelmischtechnik, die vorerst als „*Permlastic-Technik*“ bekannt wurde.

Böttger [3] modifizierte die *Permlastic-Technik*, indem er mit dem zäheren *Permlastic* „*heavy body*“-Material eine Vorabformung nahm und eine Zweitabformung mit dem dünneren „*light body*“. *Böttger* war der Meinung, ein unvollständige Doppelmischabformung könne so nochmals korrigiert werden. Die von ihm in dieser Art modifizierte Abformtechnik war somit die erste Korrekturabformung.

Ciepielewski war 1961 nach *Böttger* einer der ersten, die auch für die Vorabformung eine gummielastische Masse benutzten [100]. Bei der von ihm publizierten „Wasch-Technik“ wurde eine ungeweitete Vorabformung aus zäherer Silikonmasse mit einer Schicht dünnfließender Masse beschickt, die dann bei der Zweitabformung sozusagen „ausgewaschen“ wurde.

1965 wurde von *Hofmann* [31] die in Tübingen entwickelte Korrekturabformtechnik zusammen mit den Silikonmassen „*Silaplast*“ und „*Silasoft*“ vorgestellt, die in Konsistenz und Härte genau aufeinander abgestimmt waren.

Mit dem zähplastischen *Silaplast* wurde über eingelegte Retraktionsfäden eine Vorabformung genommen, der sich schon durch hohe Genauigkeit auszeichnete und nur noch in den zervikalen und subgingivalen Bereichen einer ergänzenden Korrektur durch das leichtfließende *Silasoft* bedurfte.

Vor der Korrektur wurde die Vorabformung nochmals reponiert; störende Stellen und dünne Interdentalsepten wurden beseitigt, da sonst die Gefahr der Verformung beim Korrekturvorgang bestand.

2.8.2 Korrekturabformung

Das Doppelabformverfahren wurde in der deutschsprachigen Literatur erstmals 1956 von *Stahl* [100] bekanntgemacht.

1979 stellte *Lehmann* [45] die ausgereifte Form der Korrekturtechnik vor, die bis heute ihre Gültigkeit behalten hat. *Lehmann* empfiehlt konfektionierte, perforierte Löffel aus Metall sowie die Verwendung eines Haftlacks, um ein Ablösen des Erstmaterials aus dem Löffel zu verhindern. Das Prinzip beruht darauf, daß mit einem fließfähigen Zweitmaterial die mit einem knetbaren A-oder K-Silikon genommene Vorabformung korrigiert wird. Der Vorteil liegt in der Stempelwirkung des abgebundenen Erstmaterials, so daß das niedrigvisköse Zweitmaterial die Feinheiten der Präparationsgrenze in der Zahnfleischtasche gut erkennbar wiedergeben kann.

Beim Korrekturabruck ist der während der Zweitapplikation im dünnfließenden Material auftretende Druck so groß, daß trotz des hohen

Füllungsgrades eine deutliche elastische Kompression des Erstmaterials entsteht, die sich wegen der zunehmend schlechteren Fließbewegung des überschüssigen Zweitmaterials auch während der Abbindephase im allgemeinen nicht völlig zurückstellen kann. Während das Erstmaterial deformiert, härtet das Zweitmaterial aus. Das Erstmaterial bleibt also bis zur Entfernung der Stümpfe aus der Abformung elastisch verspannt. Erst dann erfolgt eine Entlastung in Richtung Abformlumen, wodurch dieses verkleinert wird [65]. Der im Sinne einer Lumenvergrößerung wirksame Teil der Abbindekontraktion des Zweitmaterials ist wegen der dünnen Schichten vernachlässigbar gering, so daß bei Korrekturabformungen unmittelbar nach dem Abbinden die Abformlumina im Vergleich zum abgeformten Stumpf in aller Regel als zu klein gemessen werden [98]. Aufgrund der Druck- und Stabilitätsverhältnisse bei der Zweitabformung ergibt sich eine Aufwölbung des Erstmaterials mit maximaler Deformation etwa bei der halben Stumpfhöhe [65].

Durch die Wahl eines möglichst starren Erstmaterials in Kombination mit einem sehr leicht fließenden Korrekturmaterial läßt sich die elastische Deformation der Erstabformung vermindern. Das verfahrenstechnische Problem, daß durch das Korrekturmaterial ein Verdrängungseffekt gegenüber der Erstabformmasse entsteht, wird über eine Abflußmöglichkeit auf ein vertretbares Minimum reduziert [114], die durch geeignetes Beschneiden der Erstabformung geschaffen wird. In der Regel ist ein Beschneiden der Erstabformung erforderlich, damit ein einwandfreies Reponieren, z. B. wegen dargestellter Interdentalräume, möglich ist [82]. Zudem sollten in der Erstabformung alle unter sich gehenden Stellen beseitigt werden [39, 62], da bei der Zweitabformung die Zähne und Stümpfe wegen der Zwischenschicht aus Korrekturmaterial nicht wieder exakt in die Lumina passen. Die abgeformten Lumina fallen dennoch kleiner aus als das Original.

2.8.3 Doppelmischabformung

Bei der Doppelmischtechnik werden leichtfließende Materialien für die Spritze mit schwerfließenden oder plastischen Materialien im Löffel kombiniert. Das höher visköse Material wird gleichzeitig mit dem mittels der Spritze in den Sulkus eingebrachten Material angemischt und appliziert. Durch das Nachschieben des Löffels mit dem schwerfließenden Material wird eine Stempelwirkung auf das mit der Spritze applizierte Material erzielt auf diese Weise zusätzlich die Reproduktion gefördert [88].

Von Bedeutung ist, daß die ineinandergeflossenen Materialien von gleicher chemischer Herkunft sind. Bei den Elastomeren kommt es somit während der gemeinsamen Abbindephase zu einer chemischen Verbindung. Verdrängungseffekte werden dabei vermieden [48].

Aus der Kombination zweier verschieden visköser Massen ergibt sich ein zusätzlicher Gewinn für die Dimensionstreue der Abformung, da sich das visköse Material wegen seines höheren Füllungsgrades volumenstabiler verhält als die dünnfließende Masse, die zudem nur in dünnen Schichten in Erscheinung tritt, da die Abformung im wesentlichen aus dem im Löffel eingebrachten Material besteht [44].

Durch die beschriebene Methode wird zwar eine hohe Reproduktionsgenauigkeit erreicht, aber endogene Spannungen und die eventuell ungenügende Darstellung subgingivaler Grenzen auf Grund der geringeren Stempelwirkung führen zu einer geringeren Verbreitung dieser Methode in den zahnärztlichen Praxen für Kronen und Brücken [114].

2.8.4 Einphasenabformung

Die Abformung wird mit einem Material vorgenommen. Dies ist formgenau und nimmt in der Viskosität eine Mittelstellung zwischen den

knetbaren und leichtfließenden ein. Eine einwandfreie Umspritzung des Sulkus muß noch möglich sein. Bei dieser Technik treten unter Verwendung von Polyether oder A-Silikonem als Monophasenmaterial Verdrängungseffekte und endogene Spannungen in den Hintergrund [88, 114].

In der vorliegenden Untersuchung wurde für diese Abformtechnik das Polyethermaterial *Impregum* verwendet.

2.9 Dosierungssysteme

Moderne Mischgeräte übernehmen das Anmischen automatisch und dosieren die Abformmaterialien. Dem Automixsystem kann blasenfrei das Abformmaterial genau in der benötigten Menge entnommen werden. Somit wird eine konstant gute Mischqualität erreicht. Abweichungen vom vorgeschriebenen Mischungsverhältnis, die Auswirkungen auf die Reaktionskinetik und die physikalischen Eigenschaften haben werden vermieden. Die Materialien kommen nicht wie bei der manuellen Methode in Kontakt mit den Händen oder einem Spatel. Dadurch werden Einflüsse auf das empfindliche Material vermieden; zudem ist der hygienische Faktor einer fehlenden Kontamination zu erwähnen. Dieses Konzept stellte bei der Einführung einen bedeutenden Entwicklungsschritt dar [38, 53, 114].

Durch einen Vergleich von manueller und maschineller Methodik soll in der vorliegenden Studie untersucht werden, ob und inwiefern diese Neuentwicklung Auswirkungen auf die Abformgenauigkeit zeigt.

3. Ziel der Arbeit

Als Beurteilungskriterium für die Paßgenauigkeit von feststehendem Zahnersatz wird in der zahnärztlichen Praxis, neben Okklusion und Artikulation, vor allem der zervikale Randspalt herangezogen.

Die bisher veröffentlichten Arbeiten werfen einige Fragen bezüglich der Ursachen der dort gefundenen Unterschiede im Randschluß auf, denn die Dimensions- und Wiedergabegenauigkeit der heute verfügbaren Abformmassen sind recht hoch einzuschätzen. Die weiteren Arbeitsabläufe im Labor bis zur Fertigstellung der gegossenen Restauration mit allen dentalen Werkstoffen bergen zwar eine Reihe von Fehlerquellen; diese können aber als alleinige Erklärung für einen in der Klinik oft zu beobachtenden unzureichenden Randschluß nicht herangezogen werden. Die fehlende Korrelation von werkstoffkundlich möglichen Ergebnissen und im klinischen Alltag erzielten Resultaten muß zwangsläufig zu einer verstärkten Forschung führen, die beide Seiten, die werkstoffkundliche und die klinische, berücksichtigt und schließlich verbindet.

Es erscheint daher erforderlich, Teilaspekte der klinischen Gegebenheiten durch einen in-vitro-Versuch nachzustellen, um Aussagen über die Wertigkeit eines klinischen Faktors zu erreichen.

Die Simulation kann dabei natürlich nie so realistisch sein wie der Originalzustand im Munde des Patienten, aber sie kann durchaus bestimmte Einflüsse, die dem Kliniker immer wieder bewußt werden, nachvollziehen und zu ihrer Erklärung beitragen.

In dieser Arbeit soll der Einfluß des klinischen Faktors der Sulkusflüssigkeit im Vordergrund stehen. Seine Beeinflussung und Gewichtung für das Abformergebnis im Zusammenhang mit verschiedenen Abformmaterialien und Methoden werden in einem in-vitro-Versuch untersucht.

Dieses Ziel wird mit einem labortechnischen Verfahren verfolgt, das der klinischen Situation einer Abformung mit infragingival gelegener Präparationsgrenze und dem Risiko der Blutung möglichst nahe kommt. Dabei läßt das Versuchsmodell eine beliebige Zahl reproduzierbarer Versuche zu und ist somit standardisierbar.

Als Parameter für die Beurteilung der Faktoren dienen die Messungen des Randspaltes von Kronenkäppchen, die nach den Abformungen hergestellt worden sind.

Es ist von Interesse, inwiefern die im Literaturteil dargestellten Materialien, Techniken und Dosierungssysteme neu und anders bewertet werden müssen, da die Entwicklung in dieser Richtung in den letzten Jahren weiter vorangeschritten ist.

4. Material und Methode

4.1 Verwendete Materialien

Mit jedem Material wurden fünf Abformungen mit einer Abformmethode an dem Modell durchgeführt. Bei den Materialien, die mit der Korrektur- und Doppelmischabformmethode untersucht wurden führte dies zu zehn Abformungen für das jeweilige Material. Die Anzahl, der mit einem Einphasenmaterial abgeformten Modellstümpfe betrug fünf.

Stoffklasse	Hersteller	Markenname	Abformmethode
Kondensations- vernetzende Silikone	Fa. Detax	1. Silaplast / Silasoft	Korrektur Doppelmisch
	Kettenbach	2. Lastic Xtra / Lastic Xtra superfine	Korrektur Doppelmisch
	Kettenbach	3. Lastic Xtra / „Muster“ hydrophil	Korrektur Doppelmisch
Additions- vernetzende Silikone	Kettenbach	4. Lastic Xtra / Lastic Xtra superfine	Korrektur Doppelmisch
	ESPE	5. Dimension Putty Soft/ Dimension Garant	Korrektur Doppelmisch
	ESPE	6. Dimension Penta / Dimension Garant	Korrektur Doppelmisch
	De Tray	7. Unosil	Einphasen- abformung
Polyether	ESPE	8. Impregum Penta	Einphasen- abformung

Abbildung 4.2: Übersicht über die in der Studie verwendeten Abformmaterialien, Methoden und Hersteller

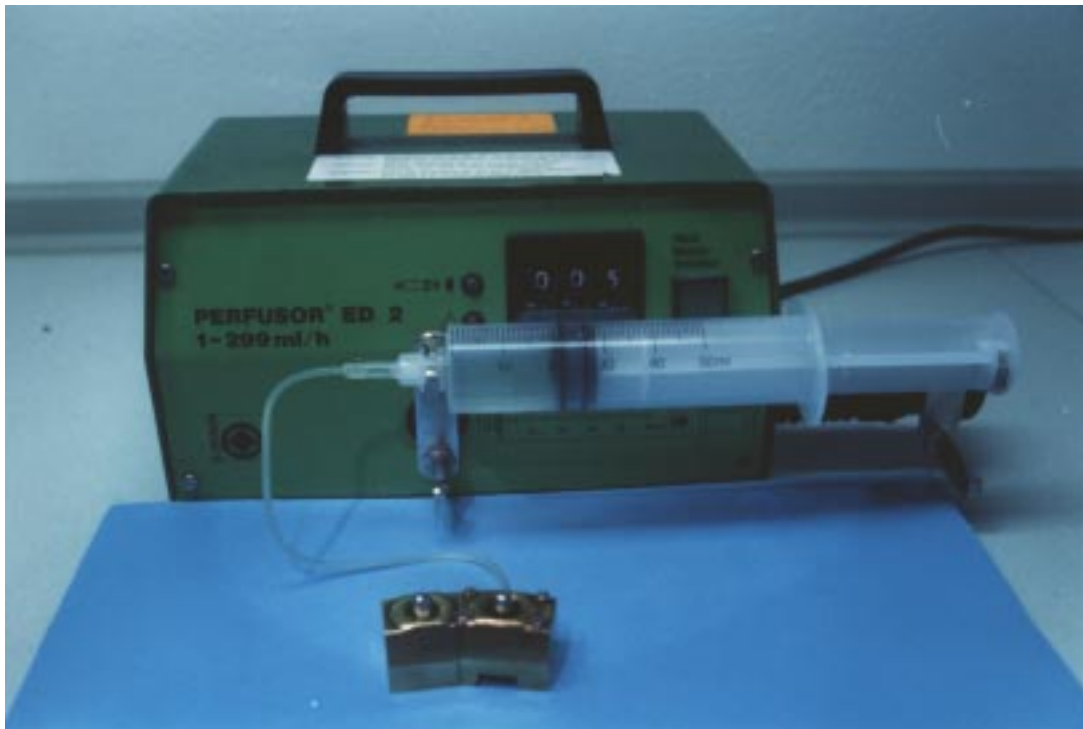


Abbildung 4.1: Versuchsaufbau mit 50 ml-Spritze, gefüllt mit dem Plasmaexpander.
Durchlaufrate 5 ml/h.

4.2 Versuchsdurchführung

4.2.1 Aufbau des Labormodells

Das Labormodell besteht aus zwei Kegelstümpfen aus Werkzeugstahl (Prüfkörper), die präparierten Zähnen nachempfunden sind. Sie sind umgeben von einem gewinkelten Messingblock, der die Halterung für die verschraubten Stümpfe bildet. Der natürliche Sulkus wird dadurch dargestellt, daß beide Stümpfe von einem Spalt umgeben sind. Dünnes Leder wird als künstliche Membran an einem der beiden Stümpfe durch Verschraubung fixiert und über einen am Boden angebrachten Kunststoffschlauch an einen Perfusor angeschlossen. Der Perfusor regelt die kontinuierliche Zufuhr (5 ml / h) einer Plasmaersatzflüssigkeit (Plasmasteril, Fresenius AG), durch welche die Sulkusflüssigkeit imitiert

wird. Die grundsätzliche Brauchbarkeit dieses Modells für die vorgesehenen Versuche wurde bereits von *Uhlig* gezeigt [105].

4.2.2 Besonderheiten der Materialverarbeitung der verwendeten Stoffe

Die Materialien wurden durch Korrekturabformung, Doppelmischabformung und Einphasentechnik verarbeitet.

Die untersuchten Abformmaterialien wurden nach Vorschrift des Herstellers angemischt und verarbeitet. Die in Pastenform gelieferten Abformmaterialien wurden mit Katalysatorpaste entsprechend gemischt. Sie wurden innerhalb von etwa 30 bis 45 Sekunden, je nach Konsistenz der Basispaste, zu einer homogenen Masse einheitlicher Farbe durchmischt. Das Mischen erfolgte bei den Materialien 1, 2, 3, 4, 5 und 7 von Hand auf einem Papieranmischblock mit gleichen Stranglängen von Basis- und Katalysatorpaste.

Die Materialien *Dimension Penta/Dimension Garant* und *Impregum Penta* wurden maschinell gemischt, wobei der Polyether als Einphasenmaterial für die Spritze und das Löffelmaterial angemischt wurde.

Als Abformmassträger wurden unperforierte Metalllöffel verwendet, die mit dem entsprechenden Adhäsiv bestrichen wurden, um eine ausreichende Haftung sicherzustellen. Bis zur vollständigen Trocknung verging etwa eine halbe bis eine Minute.

Bei *Dimension Penta* wurde das Löffelmaterial mit dem sogenannten „Pentamixgerät“ dosiert und gemischt. Das Korrekturmaterial wurde bei diesem additionsvernetzenden Silikon über ein Handgerät automatisch gemischt, das zugleich die Spritze ersetzte.

Durch diese Verfahrensweise wurde gewährleistet, daß die Ergebnisse nicht durch eine unkorrekte Dosierung verfälscht werden konnten.



Abbildung 4.2: Detailansicht des Versuchsaufbaus.

Die Polyvinylsiloxanabformmasse *Dimension Putty Soft* ist ein knetbares additionsvernetzendes Silikon von sehr hoher Konsistenz, welches mit der Hand angemischt wird. Das Korrekturmaterial *Dimension Garant* hat eine niedrige Konsistenz und wird in einer Kartusche geliefert, so daß es mit einem statischen Mischsystem direkt appliziert werden konnte. Vor der Applikation wurde stets geprüft, ob die beiden Öffnungen der Kartusche frei von Verstopfungen waren. Bei einer neuen Kartusche war zudem darauf zu achten, daß eine kleine Pastenmenge ausgedrückt wurde, damit Basis- und Katalysatorpaste gleichmäßig gemischt werden konnten.

Bei den übrigen Silikonen wurde die Grundmasse über entsprechende Meßlöffel den frisch geöffneten Dosen entnommen.

Für die manuelle Mischung der Basispasten der Silikone wurden Vinyl-Handschuhe verwandt, um zu verhindern daß Abbindezeit behindert wird¹.

¹ siehe Literaturübersicht Seite 25

Anschließend wurde so verfahren, daß mit dem feinfließenden Spritzenmaterial zunächst der trockene Stumpf und nach kurzer Lufttrocknung der feuchte Stumpf umspritzt wurde. Dies geschah sorgfältig, da sich sonst sehr leicht Lufteinschlüsse hätten bilden können. Der gefüllte Löffel wurde dann mittig über beide Stümpfe plziert, so daß ein gleichmäßiger Abstand zum Löffelrand entstand. Die Massen verbanden sich, und frühestens sechs Minuten nach Mischbeginn wurde die Abformung von dem Modell mit den Stümpfen aus Werkzeugstahl entfernt.

Bei dem Polyether wurde zur Weiterverarbeitung kein Entspannungsmittel benutzt, da dies vom Hersteller als qualitätsschädigend erachtet wird.

4.2.3 Modellherstellung und Modellation

Ein nur sehr gering expandierender Spezialhartgips (Fuji Rock, Fa. G. C. Corporation, lineare Abbindeexpansion 0,08 %) diente zwei Stunden nach der Aushärtung der Abformung zur Modellherstellung. In den Versuchen wurde der Gips 10 Sekunden mit einem Handspatel vorgemischt und anschließend 45 Sekunden in einem Vakuummischgerät angerührt. Das Mischungsverhältnis betrug dabei jeweils 100 g Gips / 20 ml Aqua dest.. Das Ausgießen erfolgte auf einem Rüttler. Die Gipsmodelle wurden nach 60 Minuten Aushärtezeit entformt und zum Aushärten gelagert.

Nach 48 Stunden wurden die so erhaltenen Gipsmodelle gehärtet (Die Prep Hardener, Fa. Beele de St. Claire) und mit blauem Stumpfack (Orbis Dental GmbH) in üblicher Weise lackiert. Anschließend wurden Kunststoffkäppchen gezogen und über der freigelegten Präparationsgrenze um etwa einen Millimeter gekürzt. Die Schlußmodellation erfolgte mit Zervikalwachs.

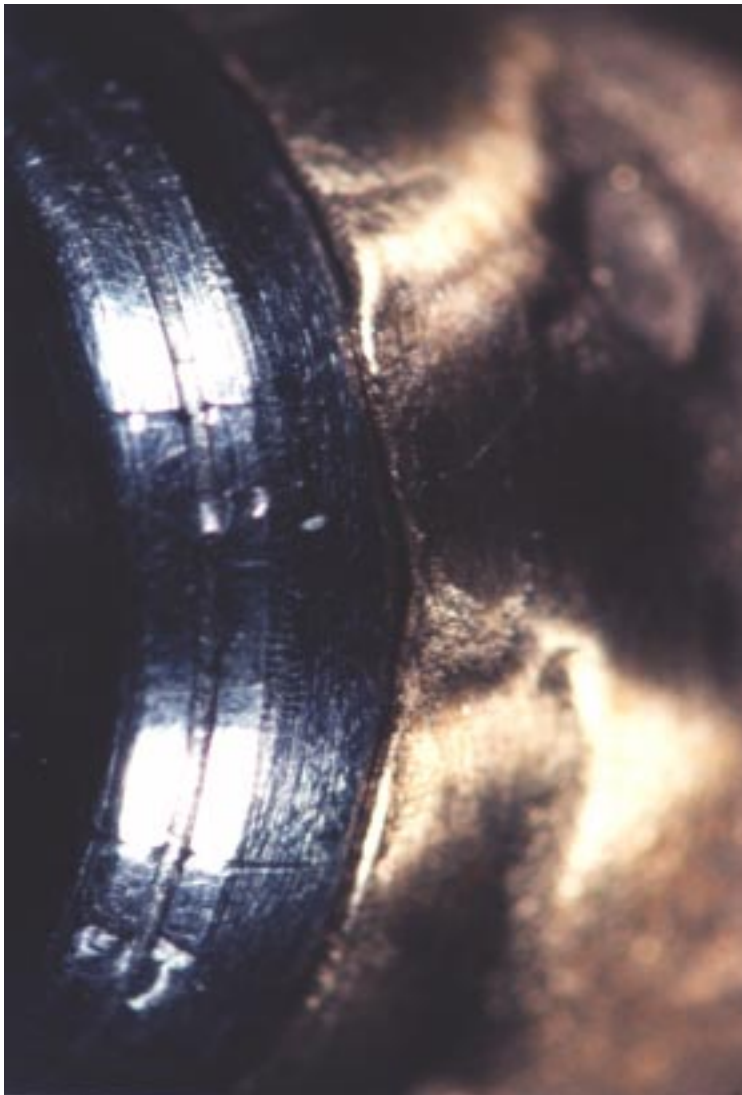


Abbildung 4.3:
Die Gußkrone ist auf den
Prüfkörper zurück-
gesetzt, und man kann die
Randschlußunge-
nauigkeiten erkennen

4.2.4 Einbetten und Gießen

Die so von einer Abformung hergestellten Kronenkäppchen wurden okklu-
sal mit 2,5 mm starken Gußkanälen versehen. Nach Behandlung mit einem
Benetzungsmittel (Waxit, Fa. Degussa) wurden je zwei der von einer
Abformung stammenden Käppchen in einen Muffelring der Größe 1 einge-
bettet. Dieser war zuvor mit einem feuchten, asbestfreien Einlagestreife
(Kerr GmbH) ausgekleidet worden. Als Einbettmasse diente die Einbett-
masse *Deguvest HFG* (Fa. Degussa, Beutel mit 60 g), die bei einer
Konzentration der Anmischflüssigkeit von 70% 60 Sekunden lang vakuum-

gemischt worden war. Nach 45 Minuten Wachsaustreiben bei 300° C und weiteren 30 min. Vorwärmen bei 700° C wurden die Muffeln mit Phantom-Metall NF (Fa. Degussa) unter Anwendung einer Tiegelschleuder (TS 3, Fa. Degussa) bei 1100° C ausgegossen. Die langsam abgekühlten und ausgebetteten Kronenkäppchen wurden vorsichtig von der Einbettmasse befreit und die eventuell vorhandenen Gußperlchen vorsichtig mit einem feinen Rosenbohrer entfernt. Anschließend wurden die aus Phantommetall gegossenen Kronen auf dem zugehörigen Gipsstumpf spaltfrei angepaßt.

4.2.5 Die Messung der Randschlußgenauigkeit

Die gegossenen Kronenkäppchen wurden zur Feststellung ihrer Paßgenauigkeit auf den Prüfkörper zurückgesetzt. An jedem Käppchen wurden sechs Messungen mittels eines Meßmikroskopes (Fa. Leica, Reproduzierbarkeit der Messung $\pm 10 \mu\text{m}$) durchgeführt. Auf den Originalstümpfen aus Werkzeugstahl waren parallel zur Zahnachse gleichmäßig verteilte Markierungen angebracht, so daß eine zirkuläre Randspaltenmessung in definierten Intervallen reproduzierbar möglich war.

Es wurden jeweils fünf Abformungen mit derselben Abformmethode durchgeführt, so daß zehn zu vermessende Stümpfe für jede Technik entstanden. Insgesamt konnten dadurch 980 Meßstellen in die Untersuchung einbezogen werden.



Abbildung 4.4:
Das Meßmikroskop
mit den digitalen
Meßspindeln

Modellation und Gußverfahren wurden vor Beginn der Versuche optimiert. Die minimale Breite in der Tiefe des Spaltes konnte nicht untersucht werden, da dies nur anhand von Randspaltenmessungen an gewonnenen Schnitten möglich ist (siehe Abb. 2.5) [6]. Es wurde die initiale Öffnung der Krone in Beziehung zur Präparationsgrenze des Modellstumpfes betrachtet. Der Einblickwinkel betrug dabei etwa 30° . Die Betrachtung der Proben erfolgte also senkrecht zur Verbindungslinie zwischen der Goldinnenkante der Gußkrone und der Präparationsgrenze. Es wurden also lediglich die Randverhältnisse einer ohne Zement probeweise aufgesetzten Krone betrachtet.

4.2.6 Graphische Darstellung und statistische Auswertung der Meßergebnisse

Die Werte der Messungen wurden schriftlich erfaßt und für die Datenverarbeitung in eine *Excel*-Tabelle übertragen. Die Ergebnisse wurden für jede Versuchsreihe der entsprechenden Material/Methode-Kombination zusammengefaßt. Die Unterscheidung erfolgte dann nach Abformungen im trockenen und solchen im feuchten Milieu.

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm *SPSS 6.0* (*Fa. SPSS Inc., Columbus, USA*) durchgeführt. Die graphische Darstellung der Ergebnisse in Boxplots entstand mit dem Diagrammassistenten des *Excel*-Programms.

Zur analytischen Auswertung dienten der U-Test und der H-Test¹.

Da die Standardabweichung um den Mittelwert nicht der Normalverteilung entsprach, wurde die von *Biffar* [6] empfohlene deskriptive Darstellung in Form von Boxplots gewählt. Die Transparenz und Übersichtlichkeit der Datenmengen soll durch die Box-Plot Darstellung erhöht werden.

Die Ausdehnung der Box gibt Auskunft über den Interquartilabstand zwischen dem 25%- und 75% -Quantil. Oberhalb und unterhalb des in die Box aufgetragenen Medians befinden sich je 50% aller Werte. Die Federbalken zeigen das 10%- bzw. 90% -Quantil [6].

Die graphischen Darstellungen der Boxplots enthalten zusätzlich zur perzentilen Verteilung jeweils noch die jeweiligen Minimal- und Maximalwerte als Punkte.

¹ Grenzen sind diesen nichtparametrischen Verfahren dann gesetzt, wenn die Häufigkeiten der Nullwerte 50% übersteigen oder mehrgipflige Verteilungsformen mit stark voneinander abweichende Modalwerten vorliegen.

5. Ergebnisse

5.1 Abformungen mit Materialien gleicher Stoffklasse und unterschiedlicher Abformtechnik

5.1.1 Kondensationsvernetzendes Silikon

Silaplast/Silasoft

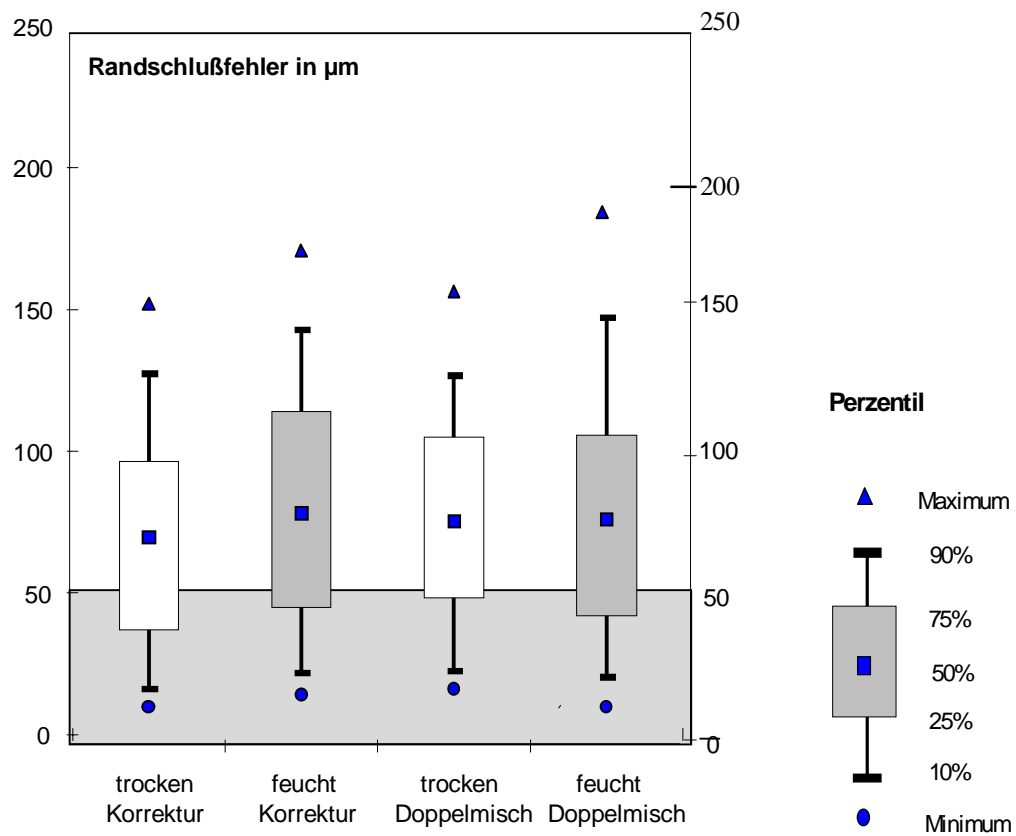


Abbildung 5.1: Verteilung der Randspaltenmessung nach Korrektur- und Doppelmischabformverfahren mit einem K-Silikon im feuchten und bei trockenen Verhältnissen.

Die Ergebnisse der durchgeführten Korrektur und Doppelmischabformungen mit einem K-Silikon erreichten sowohl unter trockenen als auch unter feuchten Verhältnissen stets Werte unter 200 μm .

Die im Trockenen durchgeführten Abformungen von Korrektur- und Doppelmischabformungen zeigten eine geringere Streubreite im Boxplot auf. Demgegenüber waren die Werte der Randspaltenmessungen im Feuchten in den Boxplots breiter gestreut.

Den kleinsten Medianwert erreichten die am trockenen Stumpf vorgenommenen Korrekturabformungen. Bei den im Feuchten gemessenen Werte der Korrektur- und Doppelmischabformungen war das Niveau vergleichbar gut¹, wobei die größeren Werte beim Doppelmischverfahren im Feuchten etwas größer waren. Größtenteils lagen alle bei diesem Material und beiden Techniken ausgewerteten Ergebnisse über der 50 μm -Grenze, die durch einen Querstrich in der Graphik besonders gekennzeichnet ist.

¹ U-Test; $p > 0,05$

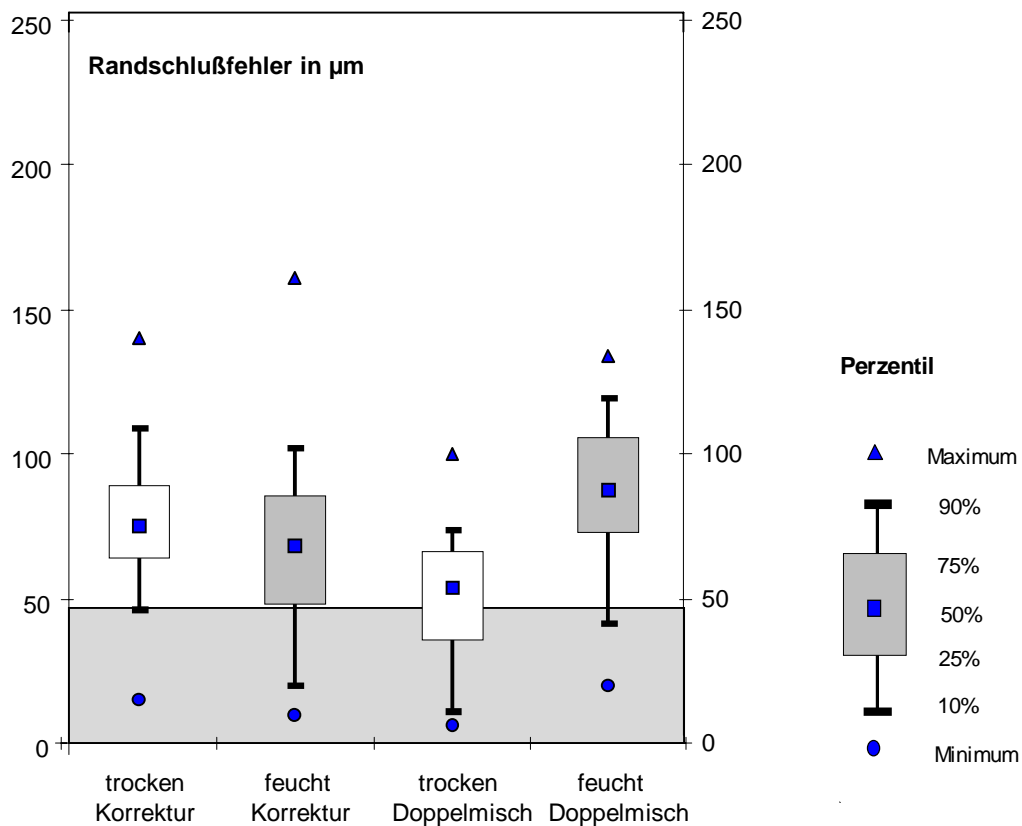
Lastic-Xtra/hydrophil

Abbildung 5.2: Verteilung der Randspaltenbreiten bei einem K-Silikon unter feuchten und trocken durchgeführten Bedingungen mit der Korrektur- und der Doppelmischabformung

Insgesamt konnten mit diesem Material relativ geringe Streubreiten der Meßwerte erzielt werden. Aus der Doppelmischabformung am trockenen Stumpf resultiert der kleinste Medianwert (52 µm) bei diesem K-Silikon. Die Meßergebnisse des feuchten Stumpfes mit der Doppelmischabformung waren signifikant schlechter im Vergleich zum trocken abgeformten¹. Sie waren zudem größer als beim feuchten Stumpf, der mit der Korrekturabformmethode getestet wurde². Größere Einzelwerte wurden unabhängig von der Methode jeweils nach Abformung der nassen Stümpfe registriert. Die Häufigkeitsverteilung bei der Kombination Korrektur/feucht

¹ U-Test; $p < 0,05$

² nicht sign., U-Test; $p > 0,05$

war ausgedehnter als bei Korrektur/trocken und hatte einen geringfügig höheren Medianwert.

Lastic-Xtra/superfine

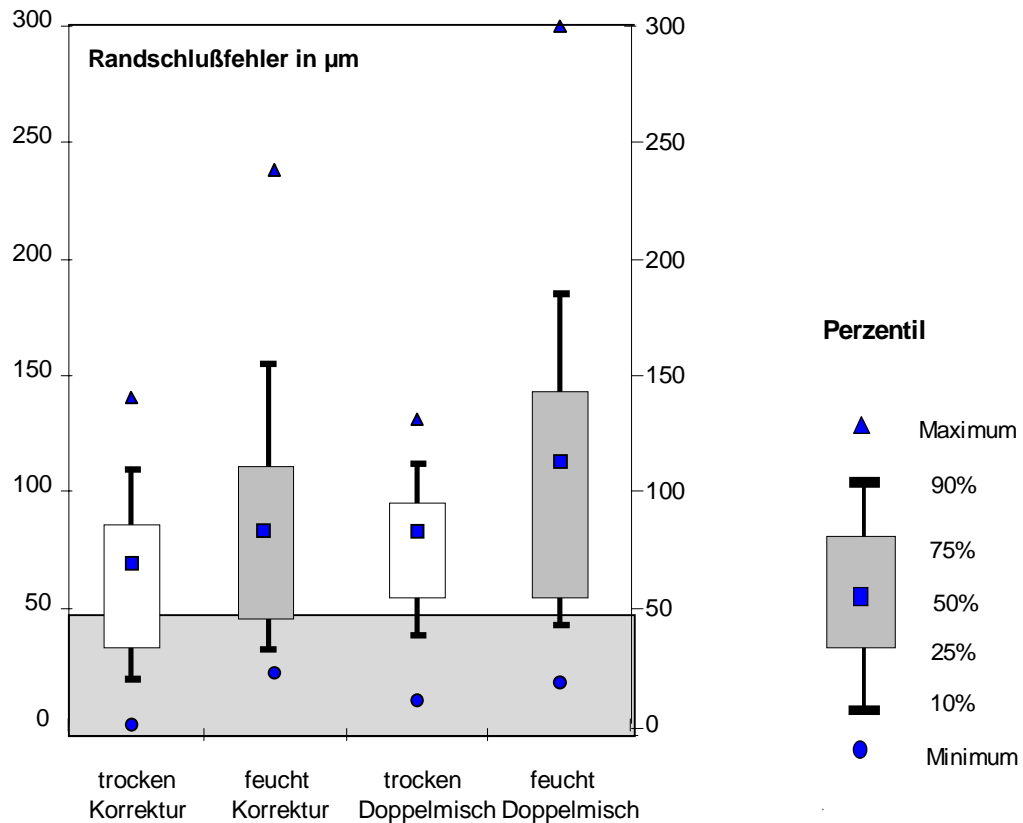


Abbildung 5.3: Verteilung der Randspaltenbreiten von Gußkronen bei einem K-Silikon, das manuell dosiert und gemischt wurde. Korrektur- und Doppelmischabformverfahren kamen hierbei an trockenen und feuchten Stümpfen zum Einsatz.

Insgesamt unterschieden sich die Häufigkeitsverteilungen der gemessenen Werte vor allem im Hinblick auf die Parameter trocken/feucht. Eine größere Streuung war bei den unter feuchten Bedingungen erstellten Abformungen zu beobachten, und die Werte wiesen größere Maxima sowie größere Medianwerte auf. Der Unterschied war besonders deutlich für das Doppelmischabformverfahren¹. Unterhalb der 50 µm-Linie war der

¹ U-Test; $p < 0,05$

Anteil der Randspalten bei der Korrekturabformung/trocken am größten. Die Kombination Korrekturabformung/trocken hatte zudem einen kleineren Medianwert als die Doppelmischabformung/trocken. Die Werte der Korrekturabformung/feucht waren im Hinblick auf den Median und die Maxima kleiner als die der Doppelmischabformung/feucht

5.1.2 Additionsvernetzende Silikone

Dimension-Putty/Garant

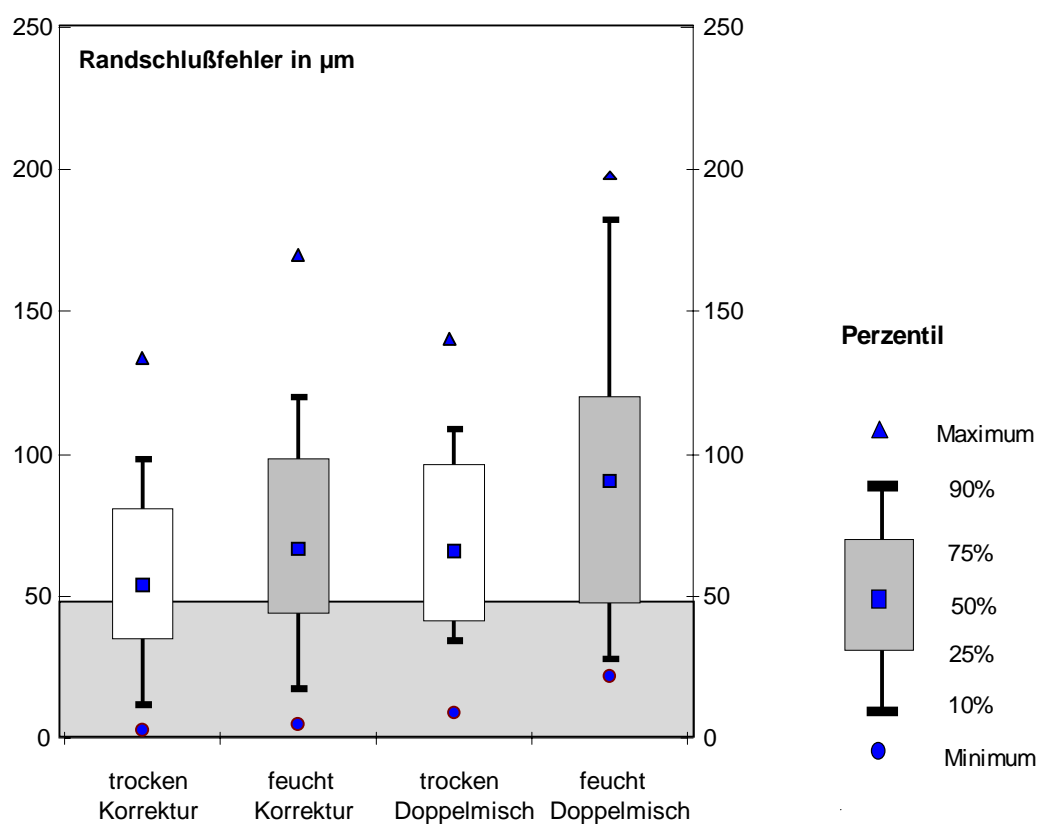


Abbildung 5.4: Verteilung der Randspaltenbreiten von Gußkronen bei einem A-Silikon, das manuell dosiert und gemischt wurde. Korrektur- und Doppelmischabformverfahren kamen hierbei jeweils an trockenen und feuchten Stümpfen zum Einsatz

Insgesamt wiesen alle hergestellten Phantommetallgußkronen, die mit dem manuell angemischten Silikon entstanden, Randschlußungenauigkeiten bis

200 µm auf. Unabhängig von der Abformmethode schnitten die trocken durchgeführten Abformungen besser ab als die der Feuchtigkeit ausgesetzten. Bei unterschiedlichen Abformbedingungen schnitt die Doppelmischabformung unter feuchten Einflüssen signifikant schlechter ab¹. Beide Box-Plots, die sich auf die Korrekturabformung beziehen, haben kleinere obere Interquartilsabstände und kleinere Maxima gegenüber den für die feucht abgeformten Stümpfe erstellten. Größere Werte verteilten sich besonders bei der feuchten Doppelmischabformung, die den größten Medianwert aufwies.

Dimension-Penta/Garant

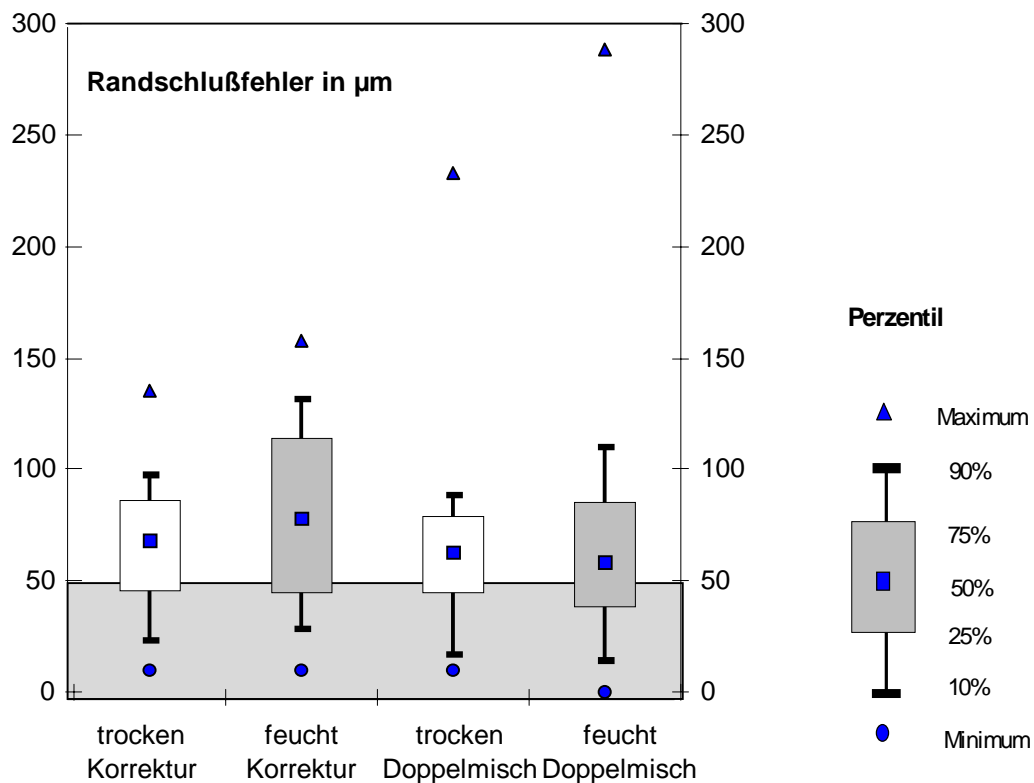


Abbildung 5.5: Verteilung der Randspaltenbreiten beim Korrektur- und Doppelmischabformverfahren mit einem A-Silikon, das maschinell dosiert und angemischt wurde.

¹ U-Test; $p < 0,05$

Bei der Werteverteilung, gab es größere Randschlußungenauigkeiten zu beobachten. Diese betrugen bis zu 300 µm bei der Kombination feucht/Doppelmischabformung. Dabei zeigten die mit dem Doppelmischabformverfahren erzielten Daten die größte Bandbreite. Der Interquartilabstand der trocken abgeformten Stümpfe war für das Korrektur- und das Doppelmischabformverfahren kleiner als die für die unter feuchten Bedingungen entstandenen Abformungen¹. Bei den Werten, die nach dem Doppelmischabformverfahren entstanden und sich in den Bedingungen trocken/feucht unterschieden, zeigten sich vergleichbar gute Ergebnisse².

Panasil-Putty contact

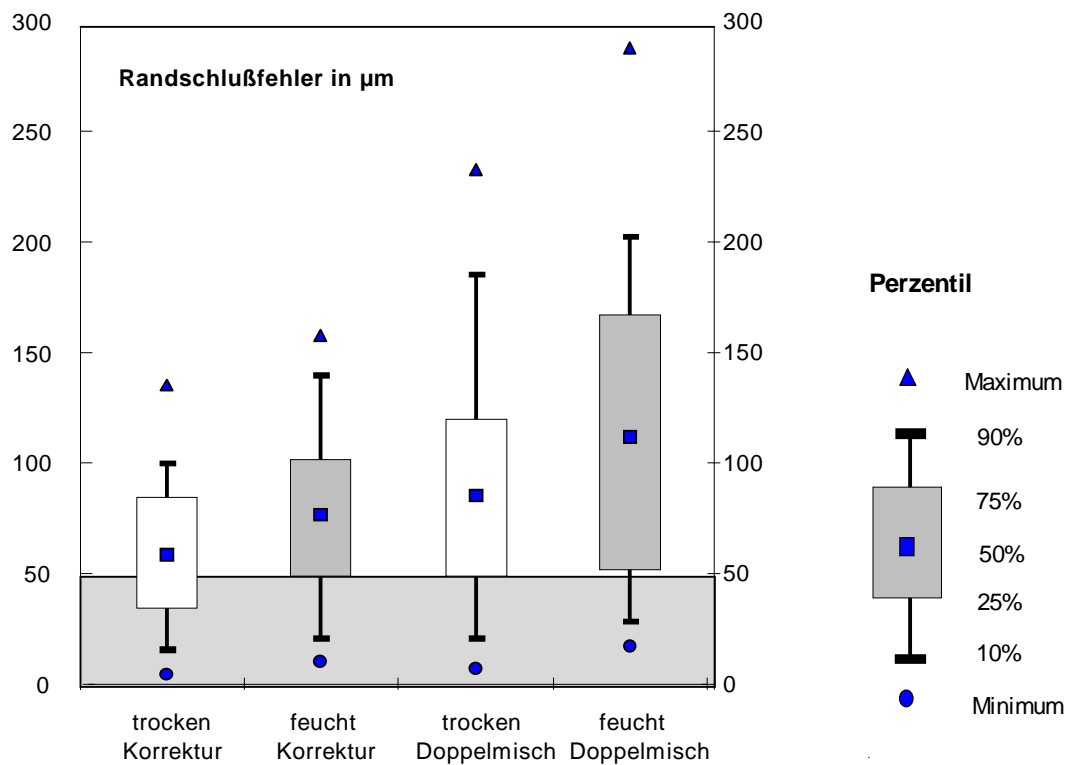


Abbildung 5.6: Verteilung der Randspaltenmessungen bei einem A-Silikon, bei dem die Kronenkäppchen nach Abformung unter trockenen und feuchten Verhältnissen mit der Korrektur- und der Doppelmischabformung hergestellt wurden.

¹ U-Test; $p < 0,05$

² nicht sign., U-Test; $p > 0,05$

Bei diesem Silikon ergaben sich signifikant kleinere Werte für die Korrekturabformung unter trockenen Bedingungen. Die Verteilung bei den Doppelmischabformungen war nicht nur größer, sondern die Höchstwerte lagen auch häufiger im Bereich von 200-300 μm . Dadurch lagen auch die Medianwerte im Bereich von 100 μm . Die nach dem Doppelmischverfahren unter feuchten Verhältnissen erstellten Gußkronen aus Phantommetall wiesen hierbei den höchsten Medianwert auf. Die unter trockenen Verhältnissen durchgeführten Korrekturabformungen führten zu geringeren Höchstwerten bei den gemessenen Randschlüssen, zudem hatten sie bei diesem A-Silikon den kleineren Medianwert. Die Kombination der Korrekturabformung unter feuchten Verhältnissen erbrachte eine Werteverteilung, die zwar größer war als bei dem trockenen Kontrollstumpf, jedoch signifikant kleiner im Vergleich zu den Doppelmischabformungen¹.

¹ U-Test; $p > 0,05$

5.1.3 Polyether und additionsvernetzendes Silikon

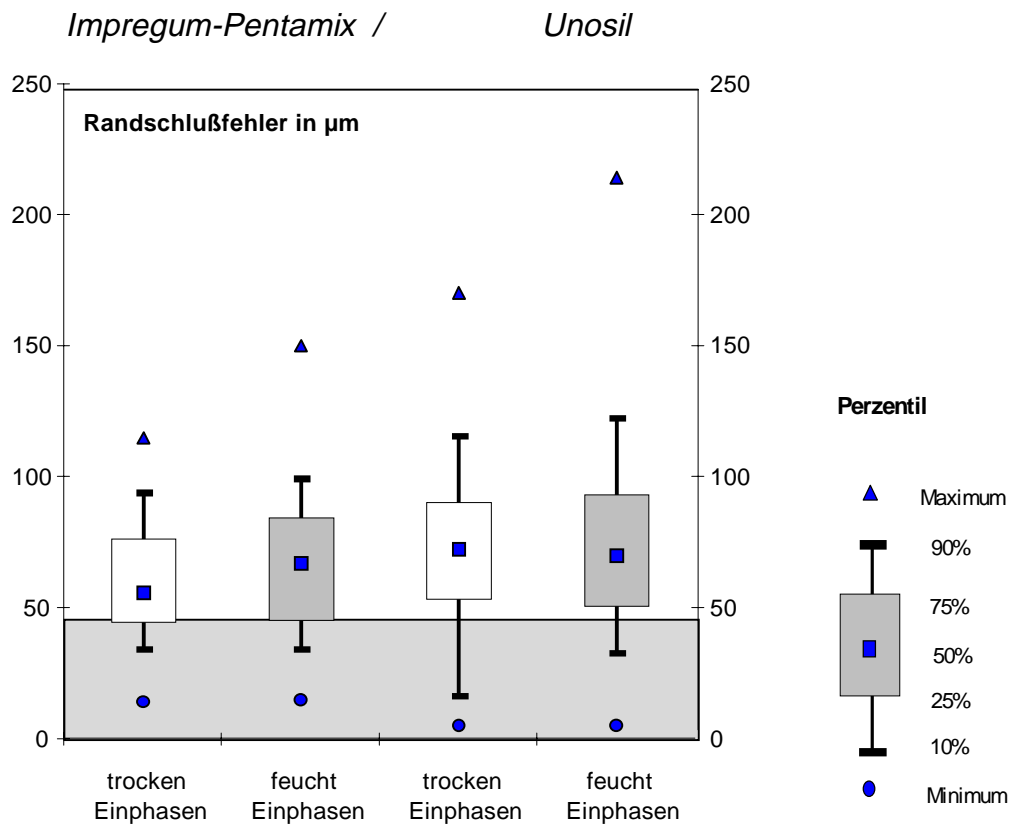


Abbildung 5.7: Verteilung der Randspaltenbreiten bei Einphasenabformung mit einem Polyether und einem A-Silikon, wobei der Polyether (*Impregum*) mit einem Pentamix-Gerät dosiert und angemischt wurde.

Beide Box-Plot Darstellungen für die trocken erfolgten Abformungen zeigen kleinere Maxima als für die feuchten, sowohl beim Polyether als auch bei dem manuell angemischtem A-Silikon.

Die am umspülten Stumpf vorgenommene Abformung weist für dieses Material für die Polyether-Abformung einen größeren Medianwert auf im Vergleich zu trockenen¹. Die Spannweite des Box-Plots bei dem A-Silikon/trocken hat ein größeres Streuungsmaß im unteren Quartil als beim

¹ nicht sign., U-Test; $p > 0,05$

mit der Einphasenabformung durchgeführten feuchten Stumpf. Das A-Silikon wies im Vergleich zu dem Polyether eine breiter gestreute Häufigkeitsverteilung auf. Hierbei führten größere Maxima auch zu höheren Medianwerten, jedoch waren die Unterschiede beim A-Silikon (*Unosil*) nicht signifikant².

5.2 Abformungen mit Materialien gleicher Technik und unterschiedlicher Stoffklasse

5.2.1 Korrekturabformung

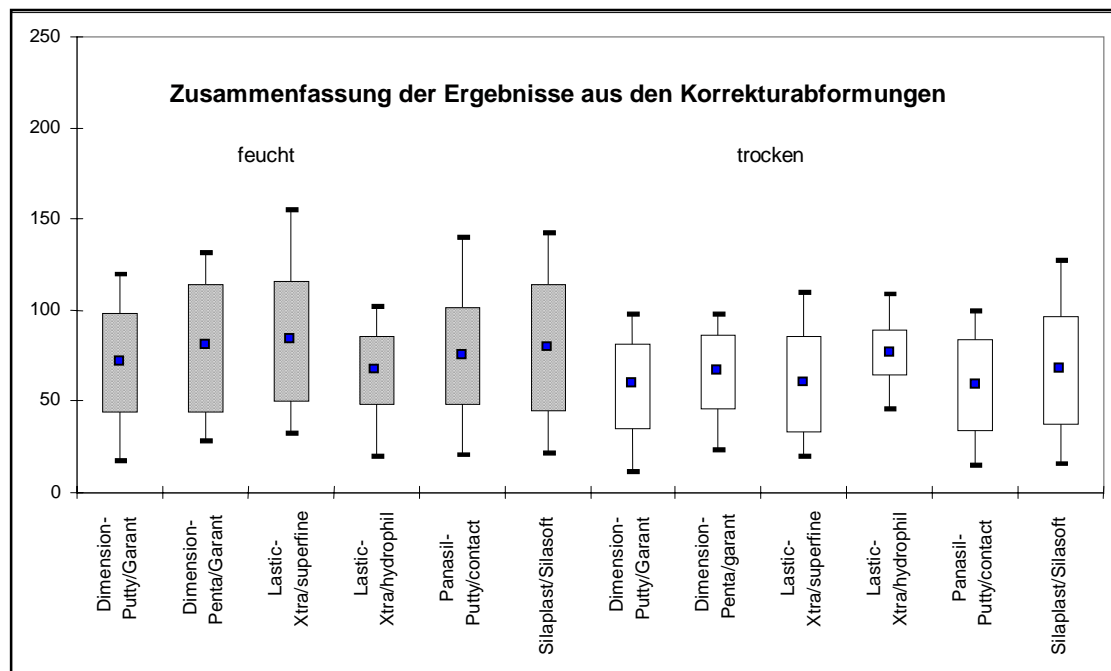


Abbildung 5.8: Darstellung der Randspaltenverteilung als Box-Plots für alle mit dem Korrekturabformverfahren entstandenen Abformverfahren

² nicht sign., U-Test; $p > 0,05$

Die additionsvernetzenden Silikone die mit der Korrekturabformtechnik verarbeitet wurden, weisen im Vergleich zu den kondensationsvernetzenden Silikonen keine schlechteren Ergebnisse mehr auf.

Die Ergebnisse der unterschiedlichen Stoffklassen liegen nah beieinander. Mit der Korrekturabformtechnik lassen sich sowohl unter feuchten als auch unter trockenen Bedingungen grundsätzlich gute Ergebnisse erzielen (alle Werte $< 150 \mu\text{m}$).

5.2.2 Doppelmischabformung

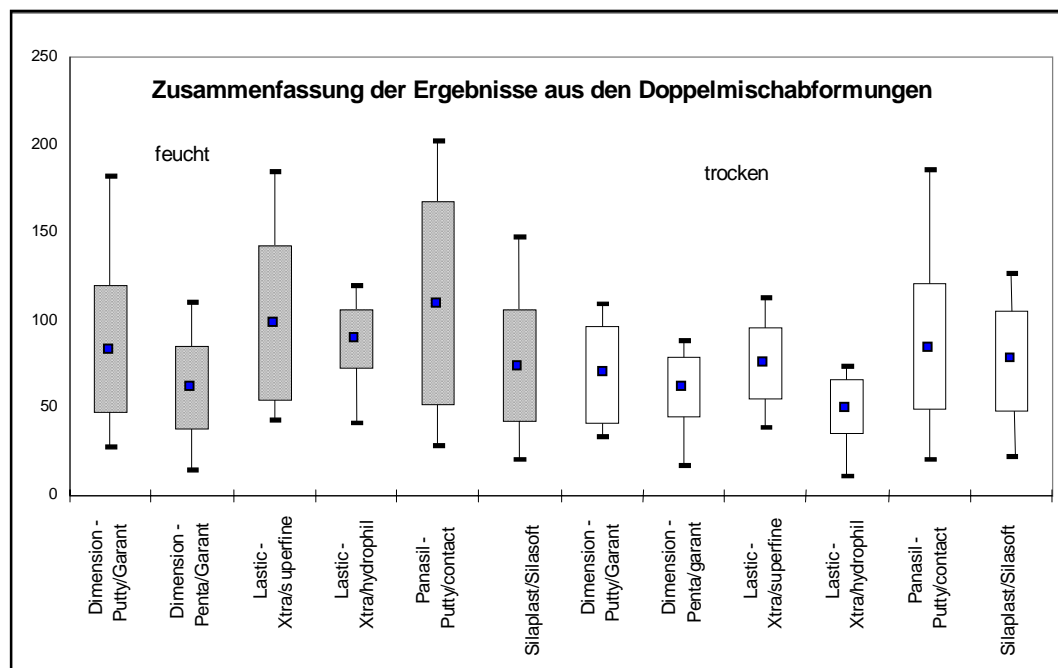


Abbildung 5.9: Darstellung der Randspaltenverteilung als Box-Plots für alle mit dem Doppelmischabformverfahren entstandenen Abformungen

Die Ergebnisse der Doppelmischabformung unterscheiden sich innerhalb der Stoffklasse der additionsvernetzenden Silikone unter feuchten Abformbedingungen voneinander. Das Material *Panasil-Putty/contact* schneidet bei der Verarbeitung mit dem Doppelmischabformverfahren

sowohl unter trockenen als auch unter feuchten Bedingungen schlechter ab als andere A-Silikone und das K-Silikon *Silaplast/Silasoft*.

Die K-Silikon *Lastic-Xtra/hydrophil* und das mit dem Pentamixgerät angemischte A-Silikon *Dimension-Penta/Garant* weisen im Vergleich zu den übrigen Silikonen unter feuchten Bedingungen günstige Werte für die Randschlußgenauigkeiten auf.

5.2.3 Einphasenabformung

Für die Einphasenabformung kamen der Polyether *Impregum* und das additionsvernetzende Silikon *Unosil* zur Anwendung. Eine Übersicht über die Ergebnisse dieser Abformungen ist der Abbildung 5.7 (S. 53) sowie dem darauf folgenden Text (5.1.3) zu entnehmen.

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

5.3.1 Abformungen unter trockenen Bedingungen

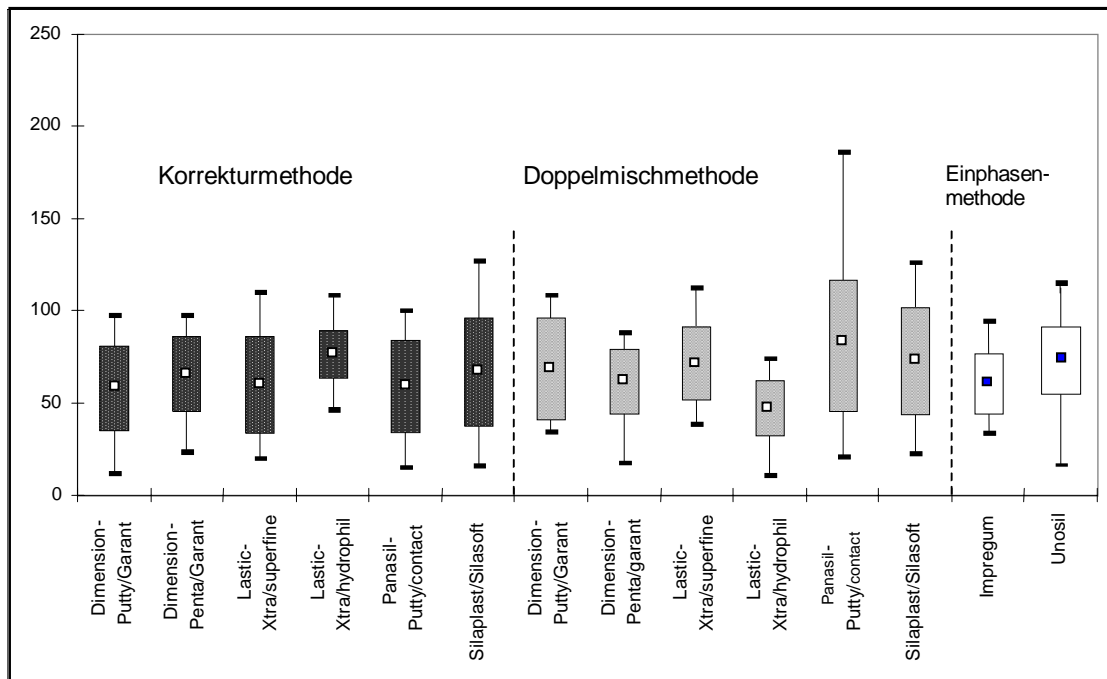


Abbildung 5.10: Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Abformungen unter trockenen Bedingungen

- Der überwiegende Teil der Werte für die Randschlußgenauigkeiten unter trockenen Bedingungen liegt in einem vergleichbar akzeptablen Maßbereich unter 200 μm
- Eine Tendenz, durch die Wahl der Abformmethodik und des Materials einen bedeutenden Einfluß auf den Abformerfolg auszuüben, ist nicht erkennbar.

5.3.2 Abformungen unter feuchten Bedingungen

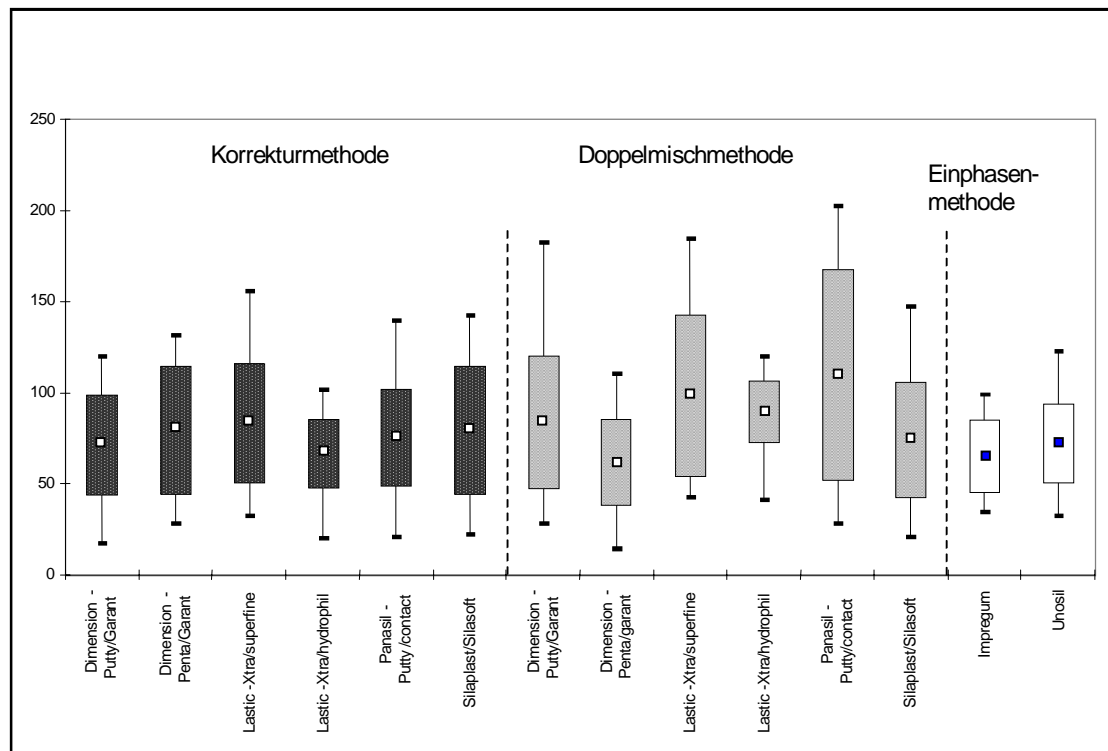


Abbildung 5.11: Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Abformungen unter feuchten Bedingungen

- Alle dargestellten Verfahren zeigen unter feuchten Abformbedingungen tendenziell größere Streubreiten als unter trockenen Bedingungen.
- Es läßt sich jedoch tendenziell nicht erkennen, daß durch die Wahl einer Stoffklasse ein bestimmter Einfluß auf die Randschlußgenauigkeit zu erzielen ist.
- Die Abformtechnik ist für die Abformgenauigkeit unter feuchten Bedingungen im Zusammenhang mit dem jeweiligen Material zu differenzieren.
- Mit den maschinell angemischten und dosierten Materialien (*Impregum*, *Dimension/Penta*) konnten gute Randschlußgenauigkeiten ermittelt werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Ergebnisse aus den Abformungen unter trockenen Bedingungen

6.1.1 Abformmethode

In den Versuchsreihen wurden unter trockenen Bedingungen drei Abformtechniken miteinander verglichen. Bei der Gegenüberstellung von Korrektur-, Doppelmisch- und Einphasentechnik konnte unabhängig vom verwendeten Material eine Rangfolge festgestellt werden.

In der Literatur erzielt die Doppelmischtechnik gegenüber der Korrekturabformung unter dem Aspekt der Genauigkeit bessere Resultate [14,40,48]. In den durchgeführten Versuchsreihen wird dies jedoch nicht bestätigt. Die gemessenen Werte der Randschlußgenauigkeit zeigten für die Doppelmisch- und Einphasenabformung mit kondensations- und additionsvernetzenden Silikonen eine größere Streubreite und tendenziell höhere Medianwerte als für die Korrekturabformmethode.

Einen Grund für diese unterschiedlichen Ergebnisse kann man in den jeweils verschiedenen Versuchsmethoden sehen.

Bei den in der Literatur beschriebenen Laborversuchen wurde die Reproduktionsgenauigkeit der Materialien je nach spezieller Abformtechnik untersucht. Den Prüfkörpern, die aus unterschiedlichen Materialien und Formen bestanden, fehlte die Nachahmung des klinisch relevanten gingivalen Raumes. Gerade der für Abformmaterialien schwer zugängliche individuelle Sulkus ist jedoch entscheidend für den Abformerfolg.

Das in dieser Versuchsreihe verwandte Modell simulierte Sulkusverhältnisse, wie sie bei einer subgingival angelegten Präparation für die Aufnahme von festsitzendem Zahnersatz häufig entstehen. Diese im Versuchs-

aufbau imitierten Verhältnisse des klinisch relevanten Sulkusgebietes haben entscheidenden Einfluß auf die Genauigkeit der Abformung.

Speziell im marginalen Bereich, wie es der Sulkus darstellt, wird für das bei der Reproduktionsgenauigkeit gut abschneidende Doppelmischabformverfahren eine oft nicht ausreichende Darstellung der Grenzräume nachgewiesen [114]. Dies trifft auch für die Einphasenabformmethode zu. Die Gründe hierfür könnten in dem geringeren Staudruck liegen.

6.1.2 Materialien

Bei der Unterscheidung der Materialien (K-, A-Silikon und Polyether) nach ihrer Abformgenauigkeit kann man feststellen, daß sich für die Abformung unter trockenen Bedingungen keine signifikanten Unterschiede feststellen lassen. Hierbei zeigt sich, daß sich mit allen Materialien, die nicht den feuchten Bedingungen ausgesetzt waren, grundsätzlich gute Ergebnisse erzielen ließen.

Der Laborversuch unter trockenen Bedingungen bietet somit keine Differenzierungsmöglichkeit, um aus der Anzahl der verwandten Abformmaterialien eines besonders herauszustellen, das sich für den klinischen Fall besonders gut eignet.

6.1.3 Absolute Ergebnisse

Die in diesem Laborversuch vermessenen Kronenkäppchen lieferten nach Abformung eines trockenen Stumpfes zu 31 % einen Randschluß, der unter der von *Dreyer-Jørgensen* [12] geforderten Grenze von 50 µm lag. Eine Randschlußgenauigkeit von 20 µm, wie sie von *Rehberg* [79] als ideal erachtet wird, erreichten hingegen nur 10 %. Unter Berücksichtigung standardisierbarer Laborbedingungen bei Abformung eines trockenen Zahnstumpfes mit subgingivaler Präparationsgrenze lagen somit zwei

Drittel der hergestellten Kronen über dem Niveau von 50 μm . Unabhängig von den Abformmaterialien und -methoden war bei 89 % der Gußkronen ein Randschlußwert von weniger als 100 μm realisierbar.

Vergleichbare Studien von *Lehmann* [50] und *Uhlig* [105] bei einem in-vitro-Versuch führten zu Randschlußwerten, die zu 95 % bzw. 94 % im Bereich zwischen 0 und 100 μm lagen.

Es wird deutlich, daß die Abformmaterialien und -methoden unter idealen Bedingungen in der Regel zu Kronen mit guten Randschlüssen führen. Bei Beachtung aller material- und technikspezifischen Aspekte erbringt der Laborversuch bei einem trocken abgeformten Stumpf eine Genauigkeit, die im klinischen Bereich bisher nicht erreicht worden ist.

Die vielfältigen Einflüsse der klinischen Situation am Patienten sind jedoch nicht vergleichbar mit den idealisierten Bedingungen. Der Grund für die bisher unzureichende Übertragbarkeit der Laborergebnisse soll im folgenden Teil betrachtet werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse aus den Abformungen unter feuchten Bedingungen

6.2.1 Abformmethoden

Die Zusammenfassung aus den Abformungen unter feuchten Bedingungen in bezug auf die einzelnen Abformmethoden liefert folgende Ergebnisse:

Grundsätzlich unterschieden sich die Ergebnisse aus den Korrekturabformungen im Hinblick auf das angewendete Material: die Materialien aus den Korrekturabformungen wiesen im Vergleich untereinander signifikante Unterschiede auf. Eine Materialabhängigkeit war auch bei der Durchführung der Doppelmischtechnik festzustellen. Die bei der Durchführung der Einphasentechnik erhaltenen Ergebnisse unter feuchten

Bedingungen unterschieden sich nicht wesentlich von denen der beiden anderen Techniken. Bei einer vergleichenden Betrachtung der unterschiedlichen Abformmethodik hebt sich keine bestimmte Methode besonders hervor.

Auffällig ist jedoch, daß die höheren Spitzenwerte bei einem Teil der Materialien, die mit Hilfe der Doppelmischtechnik verarbeitet worden sind, auftraten. Die A-Silikone *Panasil-putty/kontakt* und das K-Silikon *Lastic-Xtra/superfine*, verarbeitet mit der Doppelmischmethodik, schnitten vergleichsweise schlechter ab als die Korrekturabformung derselben Silikone unter trockenen Bedingungen. Dies macht deutlich, daß ein feuchtes Milieu die Wiedergabegenauigkeit eines hydrophoben Abformmaterials negativ beeinflußt. Zusammen mit der unzureichenden abformtechnischen Möglichkeit, durch Staudruck die Sulkusflüssigkeit zu verdrängen und Präparationsgrenzen im subgingivalen Bereich darzustellen, ergibt sich ein schlechteres Abschneiden für die genannten A- bzw. K-Silikone bei Verwendung des Doppelmischabformverfahrens.

Die Ergebnisse aus den Abformungen unter feuchten Bedingungen zeigen, daß keine der drei Methoden die Abformergebnisse im Feuchten deutlich verbessern kann. Das wird auch daraus ersichtlich, daß zu den Ergebnissen mit guten Werten jeweils eine der Abformtechniken gehört (*Lastic-Xtra/hydrophil*, *Dimension-penta/garant* und *Impregum*).

6.2.2 Materialien

Die Genauigkeit der Abformung unter feuchten Bedingungen ist nicht grundsätzlich abhängig von der chemischen Struktur des verwendeten Materials. In den Versuchen wurden die Stoffklassen der kondensations- und additionsvernetzenden Silikone mit einem Polyether untersucht. Das hydrophilisierte Material *Lastic-Xtra* (K-Silikon), das A-Silikon *Dimension-Penta/garant* und der Polyether *Impregum* zeigten akzeptable Ergebnisse. Das K-Silikon *Silaplast/Silasoft* schnitt nicht wie in anderen

Studien [105] im Vergleich zu den anderen Stoffklassen signifikant besser ab.

Die schlechteren Ergebnisse der additionsvernetzenden Materialien *Dimension-Putty/Garant* und *Panasil-Putty/contact* hängen möglicherweise mit der ausgeprägten Hydrophobie im nicht abgebundenen Zustand zusammen.

Bei dem verwendeten Material *Lastic-Xtra/hydrophil* handelt es sich, wie vom Hersteller bereits im Namen vermerkt, um ein hydrophilisiertes Silikon. Definitionsgemäß wird die Hydrophilität durch die Größe des Kontaktwinkels eines Tropfens wäßriger Flüssigkeit auf der glatten Oberfläche einer Probe des abgebundenen Stoffes beschrieben. Bei Untersuchungen, die mittels Kontaktwinkelmessung Proben von abgebundenen A- und K-Silikonem miteinander verglichen, stellten sich die A-Silikone als Materialien mit relativ hoher Hydrophilie dar [2]. Die aus dem Laborversuch gewonnenen Erkenntnisse ließen sich allerdings weder in klinischen Versuchen [117] noch in dieser Studie durchgehend bestätigen.

Ein Grund für die unzureichende Korrelation der Materialprüfungsergebnisse aus dem Labor mit den Ergebnissen aus klinischen Versuchen könnte darauf zurückzuführen sein, daß das Material sich zum Zeitpunkt der Applikation am Stumpf im nicht abgebundenen Zustand befindet. In der Verarbeitungsphase durchläuft die Abformmasse eventuell eine Veränderung des hydrophoben bzw. hydrophilen Verhaltens. Als Erklärung dafür könnte die chemische Struktur der Makromoleküle der einzelnen Stoffe dienen. Die kondensationsvernetzenden Silikone weisen in ihrer chemischen Struktur polare Gruppen auf, bevor sie in ihren abgebundenen Zustand übergehen. Erst während der Vernetzung und Kettenverlängerung bildet sich das Kondensationsprodukt Alkohol, und die polaren OH-Gruppen verflüchtigen sich. Für die Hydrophilität bedeutet der Verlust der Polarität eine Abnahme der Hydrophilie im abgebundenen Zustand. Zum Zeitpunkt der Applikation, also im dünnflüssigen Zustand, könnten die

kondensationsvernetzenden Silikone sich hydrophiler verhalten, als es die Prüfungsergebnisse von Silikonen mittels Kontaktwinkelmethode am abgebundenen Material ursächlich vermuten lassen.

Da Makromoleküle der additionsvernetzenden Silikone keine polaren Gruppen besitzen, sind sie durch einen hydrophoben Charakter gekennzeichnet. Die Hersteller der A-Silikone sind stets bemüht gewesen, den hydrophoben Charakter der additionsvernetzenden Silikone mittels oberflächenaktiver Substanzen zu verbessern, die polaren Gruppen entsprechen. Bei der Vernetzungsreaktion bilden sich die polaren Bindungen der hinzugefügten Substanzen an der Oberfläche aus. Sie stellen dann eine größere Polarität an der Oberfläche des abgebundenen Materials her. Daraus leitet sich bei der Überprüfung ein kleinerer Kontaktwinkel ab, der auf eine hohe Hydrophilität des Materials schließen läßt, obwohl diese zu Beginn der Vernetzungsreaktion noch nicht vorhanden war. Allerdings sind die A-Silikone trotz ihrer im abgebundenen Zustand verbesserten Hydrophilität den kondensationsvernetzenden Silikonen nicht unbedingt überlegen.

Bei der zahnärztlichen Abformung sind die Eigenschaften während der Applikation für den Abformerfolg mit einzubeziehen. Nach früheren Studien von Uhlig [105] schnitten die A-Silikone im Vergleich zu den K-Silikonem relativ schlecht ab. Vermutlich durch die Weiterentwicklung der A-Silikone bedingt, zeigt sich in dieser Studie keine so deutliche Diskrepanz mehr auf, wie an dem Vergleich der Materialien *Dimension Putty/Garant* und *Silaplast/Silasoft* zu sehen ist. Es gibt jedoch eine Reihe von A-Silikonem, die unter feuchten Bedingungen weiterhin Probleme bei der Verarbeitung aufweisen (siehe Abb. 5.11: *Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Abformungen unter feuchten Bedingungen*).

6.2.3 Absolute Ergebnisse

Die Resultate der Verfahren, die im feuchten Zustand stattfanden, sind grundsätzlich schlechter als die Ergebnisse der korrespondierenden unter trockenen Bedingungen durchgeführten Verfahren.

Bei der Interpretation dieser Ergebnisse konnte die von *Dreyer-Jørgensen* [12] geforderte Randschlußgenauigkeit von bis zu 50 µm durch keines der geprüften Abformverfahren durchgehend realisiert werden. Nur 27 % der Gesamtergebnisse lagen unter der postulierten 50 µm-Grenze. Die von *Rehberg* [79] geforderte Randschlußgenauigkeit von maximal 20 µm wurde sogar lediglich von 6 % der Werte erreicht. 73 % der Werte lagen unterhalb von 100 µm. Nach Verdoppelung dieser Grenze auf 200 µm, wie sie *Marxkors* [61] noch für akzeptabel hält, liegen 92 % der Werte aller unter feuchten Bedingungen stattgefundenen Verfahren darunter, wobei jedoch einzelne Extremwerte bis zu 400 µm auftauchten.

6.3 Diskussion der Anmischmethodik

Die Einhaltung der jeweiligen Mengen für das exakte Verhältnis von Basispaste zu dem entsprechendem Härter ist eine Grundvoraussetzung, um eine genaue Abformung durchführen zu können. Die Materialien lassen sich zudem nur in einer definierten Zeitspanne, die vom Hersteller angegeben wird, verarbeiten und applizieren. Eine Änderung der erprobten Verarbeitungsvorschriften kann die Materialeigenschaften erheblich beeinflussen [114].

Die Dosierung und Anmischung der Materialien kann bei manueller Handhabung variieren [38]. Selbst wenn immer dieselbe Person mit der Aufgabe betraut ist, können sich Schwankungen ergeben, die zu meßbaren Abweichungen führen [68].

Bei den ausgewählten Materialien wurde die Basispaste eines Materials (*Dimension/Garant*), in zwei unterschiedlichen Darreichungsformen vom Hersteller angeboten. Die knetbare, manuell dosierte Version unterschied sich in der Konsistenz von der mit dem Pentamixgerät angemischten schwerfließenden Form.

Die Stoffklasse des Polyethers (*Impregum*) wurde ebenfalls mit dem entsprechenden automatischen Mischgerät dosiert.

In der Abbildung, die eine Zusammenfassung der Ergebnisse unter feuchten Bedingungen zeigt, unterscheiden sich die mit dem Pentamixgerät durchgeführten Abformungen nicht signifikant von den mit der Korrekturabformung durchgeführten Abformungen. Dies war von vornherein zu vermuten, da die Erstabformung ausgehärtet dieselbe Stempelwirkung erzielte und das Korrekturmateriale identisch war. Bei Anwendung des Doppelmischabformverfahrens schnitt das maschinell in den Abformlöffel gegebene Material im Vergleich zu der Putty-Version signifikant besser ab. Unter trockenen Abformbedingungen zeigte sich weder bei der Korrekturabformung noch bei der Doppelmischabformung ein signifikanter Unterschied (siehe Abb. 5.10: *Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Abformungen unter trockenen Bedingungen*).

Der mit dem Pentamixgerät dosierte Polyether (*Impregum*) schnitt vergleichbar gut ab wie das additionsvernetzende Silikon (*Dimension/Penta*), sowohl unter trockenen als auch unter feuchten Bedingungen.

Die vergleichsweise guten Ergebnisse der mit dem Pentamixgerät gemischten und dosierten Materialien unter verschiedenen Bedingungen zeigen sich deutlich bei dem additionsvernetzenden Material *Dimension/Penta*. Im Vergleich zu anderen A-Silikon zeigen die gemessenen Randschlußgenauigkeiten eine bessere Verteilung der Werte und einen kleineren Medianwert.

Die Vorteile der maschinellen Mischung und Dosierung sind die immer gleichbleibende Konsistenz, sowie die Gewährleistung einer homogenen Durchmischung der verschiedenen Materialkomponenten. Die Stoffmengen liegen also bei jedem Anmischvorgang immer nahezu identisch vor.

Dieser Vorteil zeigt sich entsprechend in der Werteverteilung, wobei der Abformerfolg unter feuchten Bedingungen signifikant besser ist. Die genauere Anmischung in Verbindung mit der modifizierten chemischen Zusammensetzung kann dafür als Erklärung dienen.

6.4 Diskussion der Versuchsmethode

Der in-vitro-Versuch weist die Vorteile standardisierbarer Rahmenbedingungen und einer stets identischen Ausgangssituation bei der Versuchsdurchführung auf. Es besteht die Möglichkeit, die Versuche beliebig oft zu wiederholen und reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen. Außerdem können qualitativ hochwertige Verfahren zur Messung angewandt werden. Die in früheren Laborversuchen zum Einsatz gekommenen Prüfmethoden waren jedoch nicht hinreichend geeignet, um die relevanten klinischen Einflüsse der Abformmaterialien und Abformtechniken zu untersuchen.

In dieser Studie wurde erneut der Versuch im Labor gewählt. Jedoch wurde versucht, die klinischen Aspekte bei dem Versuchsmodell so gut wie möglich nachzubilden. Zur gleichen Zeit konnten somit mit demselben Abformmaterial und derselben Abformmethodik identische Prüfkörper abgeformt werden. Nach einer Abformung wurden parallel zwei Gußkronen hergestellt, wobei die eine unter erschwerten Bedingungen, d. h. zusätzlichem Einfluß von Feuchtigkeit, entstand und die andere als Kontrollversuch trocken abgeformt wurde.

Die exakte Übertragbarkeit des gewählten Versuchsmodells in die klinische Realität ist natürlich nicht ohne weiteres möglich. Bei der Abformung im Munde des Patienten liegen Blut und Speichel zwischen Zahnoberfläche und der Gingivalmanschette. Der Plasmaexpander weist eine andere

Zusammensetzung auf als die Flüssigkeiten, die beim Abformvorgang am Patienten auftreten. Das paradontale Gewebe ist nur bedingt mit einer künstlichen Membran vergleichbar. Stahloberfläche und Dentin sind auch nicht identisch. Physikalische Einflüsse, wie die Verteilung der Temperatur während des Abformens im Munde, können am Modell nur ungenügend nachempfunden werden.

Der Versuchsaufbau konnte zwar konstante Bedingungen schaffen, es ist jedoch unbestritten, daß die physiologischen Unterschiede nie völlig beseitigt werden können. Im Gegensatz dazu sind klinische Versuche nur in den seltensten Fällen geeignet, um reproduzierbare Ergebnisse zu ermöglichen. Es ist daher nur möglich, Tendenzen aufzuzeigen, die auf eine Korrelation mit klinischen Versuchen hindeuten [117].

6.5 Schlußfolgerung

Die vollständige Übertragung erhaltener Forschungsergebnisse aus Laborversuchen, die unter trockenen Bedingungen stattgefunden haben und sich mit der Wiedergabegenauigkeit von Abformmaterialien sowie deren Einsatz mit unterschiedlicher Methodik beschäftigen, auf die klinischen Verhältnisse ist immer nur eingeschränkt möglich.

Die vorliegenden Untersuchungen haben ergeben, daß bei Abformungen unter Einfluß von Feuchtigkeit im Zusammenhang mit dem Vorhandensein enger Räume in der kritischen Abformzone eine Beeinflussung der Genauigkeit stattfindet. Die heute zur Verfügung stehenden Materialien verhalten sich dabei jedoch nicht mehr grundsätzlich unterschiedlich, so daß man eine Rangfolge aufstellen könnte. Die Stoffklasse der geprüften Materialien ist nicht mehr allein ausschlaggebend für einen bestimmten Abformerfolg. Die konkrete Zusammensetzung eines Abformmaterials, die schon während des Abformvorganges einen hydrophilen Charakter hervorruft, wirkt sich dabei vorteilhaft aus. So sind die neueren additionsvernetzenden Silikone gegenüber den zunächst in die Zahnheilkunde eingeführten Materialien deutlich verbessert worden.

Auch die für die Abformung angewandte Methodik kann nicht stets für einen Erfolg bürgen, jedoch lassen sich gewisse Tendenzen erkennen:

- Die Doppelmischabformmethode führte in dieser Studie öfter zu größeren Fehlern.
- Bei der Handhabung der Abformmaterialien hat sich die Verwendung eines automatischen Anmischgerätes für den Abformerfolg als positiv herausgestellt.

7. Zusammenfassung

Mit der Randschlußgenauigkeit von Gußkörpern nach Abformung mit verschiedenen Materialien und Techniken beschäftigen sich eine Reihe von Laboruntersuchungen.

Es kommt allerdings zu einem Verlust der Genauigkeit beim Einsatz am Patienten. Die Ursache dafür wird in der Lage der Präparationsgrenze gesehen, deren Zugang bei subgingivaler Lage durch das umgebende Parodontium für das Abformmaterial erschwert wird. Als weiterer Grund wird die mögliche Wechselwirkung mit Blut gesehen, das im Sulkus nach der Präparation oft auftritt, da die Weichgewebe traumatisch durch die Schleifkörper verletzt werden.

In der vorliegenden Studie wurde eine Versuchsmethode gewählt, die mit Laborstandards klinische Situationen nachahmt. Zwei Prüfkörper aus Metall, die einen präparierten Zahnstumpf mit Sulkus imitierten dienten als Modell. Sie wurden parallel und zeitgleich abgeformt, wobei jeweils ein Stumpf trocken abgeformt wurde und der andere mit einer Flüssigkeit (Plasmaexpander) benetzt wurde, die die Störfunktion des Blutes übernahm. Der Abformvorgang fand somit unter zwei zusätzlich erschwerten Bedingungen statt, wie sie in der klinischen Situation oft auftreten.

Geprüft wurden acht unterschiedliche Materialien (kondensationsvernetzende und additionsvernetzende Silikone sowie ein Polyether). Sie wurden mit drei verschiedenen Techniken (Korrektur-, Doppelmisch- und Einphasenabformung) verarbeitet. Aus den erhaltenen Abformungen wurden nach dem indirekten Verfahren Kronen hergestellt, deren Randschlußgenauigkeit auf dem ursprünglich abgeformten Prüfkörper bestimmt wurde.

Der Randschluß der Gußkronen war ungenauer für die Fälle, in denen die Prüfkörper unter feuchten Bedingungen abgeformt wurden. Die Größe der Ungenauigkeit korrelierte jedoch nicht mit den getesteten Stoffklassen. Die besten Ergebnisse erreichten K-Silikone und der Polyether. Mit der Doppelmischabformmethode (*Dimension-Penta/Garant*), der Korrekturabformmethode (*Lastic-Xtra/hydrophil*) und der Einphasenabformung (*Impregum*) unter feuchten Bedingungen abgeformt, lagen 88% der Werte unter der Grenze von 100 µm. Die durch Hydrophilisierung weiterentwickelten additionsvernetzenden Silikone schnitten im Vergleich zu früheren Studien wesentlich besser ab; somit waren die Bemühungen und Forschungen der Hersteller als weiterer Schritt zur Qualitätssteigerung, die letztendlich zum Wohle der prothetisch zu versorgenden Patienten dient, erfolgreich.

Eine automatische maschinelle Dosierung und Anmischung des Abformmaterials mit dem Pentamixgerät wirkte sich positiv auf den Abformerfolg aus.

8 Literaturverzeichnis

- [1] Bader, F., Setz, J.
Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen
Dtsch Zahnärztl Z 46, 346 - 348 (1991)
- [2] Bader, F.
Wiedergabegenauigkeit derzeit gebräuchlicher zahnärztlicher Abformmaterialien
Med. Diss., Tübingen (1989)
- [3] Berger, H.-J., Marxkors, R. Meiners, H.
Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken
Dtsch Zahnärztl Z 28, 1051 - 1054 (1973)
- [4] Böttger, H.
Erfahrungen mit Silikonabformmaterialien
Zahnärztl Welt 71, 616 - 619 (1962)
- [5] Biffar, R.
Klinische Nachuntersuchung von pulvermetallurgisch hergestellten Zahnersatz
Dtsch Zahnärztl Z 46, 238 - 241 (1991)
- [6] Biffar, R.
Zur Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz
Dtsch Zahnärztl Z 46, 523 - 525 (1991)
- [7] Borchers, L., Filitz, J., Meyer, W.
Der Einfluß der Stumpfform und einiger Elastizitätskonstanten von Silikonmassen auf die Abformgenauigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 39, 764 - 769 (1984)
- [8] Dankward, H., Heineberg
Grundlagenwissen: Prothetik V: Abformung und Abformmaterialien
Quintess J 7, 615 - 616 (1985)
- [9] Demmel, H. J.
Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluß paßgenauer Kronen
Dtsch Zahnärztl Z 26, 700 - 705 (1971)
- [10] Döring, R. W.
Die Paßgenauigkeit des Kronenrandes in Abhängigkeit von der Modellation
Med. Diss., Tübingen 1983
- [11] Donath, K., Roth, K.
Histologisch - morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel -und Pfeilerkronen
Z Stomatol 84, 53 - 73 (1987)
- [12] Dreyer Jørgensen, K.
Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren
Dtsch Zahnärztl Z 7, Heft 2, 461 - 469 (1958)
- [13] Drummond, J. L., Randolph, R. G.
Comparison study of elastic impression material
J Prosthet Dent 56, 188 - 192 (1986)
- [14] Dumfahrt, H., Schäffer, H.
Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik
Z Stomatol 84, 231 - 239 (1987)
- [15] Eames, W. B., Wallace, S. W., Suway, N. B., Rogers, L. B.
Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials
J Prosthet Dent 42, 159 - 162 (1979)

- [16] Eichner, K.
Der Kronenrand und das marginale Parodontium aus klinischer Sicht
Dtsch Zahnärztl Z 24, Heft 8, 741 - 749 (1969)
- [16] Eichner, K.
Abdruck oder Abformung von präparierten Zähnen ?
Dtsch Zahnärztl Z 27, 589 - 592 (1972)
- [17] Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und Verarbeitung
Hüthig Heidelberg, 1988
- [18] Einfeldt, von H.
Paßgenauigkeit gegossener Metallarbeiten
Dtsch Zahnärztl Z 24, 1087 - 1093 (1969)
- [19] Erdmann, H.P.
Untersuchungen über den Marginalen Randschluß von Band- und Gußkronen an extrahierten, überkronten Zähnen
Med. Diss., Münster (1972)
- [20] Fergal, F. N., Storrs, J.
Hypersensitivity to a dental impression material
Br Dent J 134, 244 - 246 (1973)
- [21] Franz, G.
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien
Zahnärztl Mitt 65, 64 - 68 (1975)
- [22] Franz, G.
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien
Zahnärztl Mitt 65, 24 - 30 (1975)
- [23] Franz, G.
Über den günstigsten Zeitpunkt zur Weiterarbeit auf einem Hartgipsmodell
Dtsch Zahnärztl Z 34, 694 - 697 (1979)
- [24] Fuchs, P., Wallner, M.
Abformmethoden und -materialien bei niedergelassenen Zahnärzten
Dtsch Zahnärztl Z 27, Heft 7, 584 - 588 (1972)
- [25] Genadi, G., Welsh, S. L.
Evaluation of a rubber-Base impression material
J Prosthet Dent 39, 95 - 99 (1978)
- [26] Gerrow, Jack D., Schneider, R.
A comparison of the compatibility of elastomeric impression materials type IV, dental stones and liquid media
J Prosthet Dent 57, 292 - 298 (1987)
- [27] Geurtsen, W.
Der Kronen - und Füllungsrand
Dtsch Zahnärztl Z 45, Heft 7, 380 - 386 (1990)
- [28] Haas, Wegscheider, Bratschko
Der Randspalt von metall - und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich
Quintessenz 39, Heft 4, 625 - 633 (1988)
- [29] Hoffmann - Axthelm, W.
Die Geschichte der Zahnheilkunde
Quintessenz Berlin 1973
- [30] Hofmann, M.
Der Korrekturabdruck (ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz)
Zahnärztl Welt 66, 160 - 164 (1965)

- [31] Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W.D.
Considerations in measurement of marginal fit
J Prosthet Dent 62, 405 - 408 (1998)
- [32] Hung, S., Purk, John H., Tira, Daniel E., Eick, David J.
Accuracy of one - step versus two - step putty wash addition silicone impression technique
J Prosthet Dent 67, 583 - 589 (1992)
- [33] Idris, B., Houston, F., Claffey, N.
Comparison of the dimensional accuracy of one - and two - step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials
J Prosthet Dent 74, 535 - 541 (1995)
- [34] Jaeggi, S.
Die Entwicklung der zahnärztlichen Abdruckverfahren von den Anfängen bis zur Gegenwart
Med. Diss., Basel 1960
- [35] Johnson, G. H., Craig, R. G.
Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models
J Prosthet Dent 53, 484 - 490 (1985)
- [36] Johnson, G. H., Craig, R. G.
Accuracy of addition silicone as function of technique
J Prosthet Dent 55, 197 - 203 (1986)
- [37] Jost, J.
Die Genauigkeit verschiedener Abformmaterialien auf Polyätherbasis in Abhängigkeit von der Lagerungszeit der Abformung vor der Modellherstellung
Med. Diss., Marburg 1986
- [38] Keck, S. C.
Automixing: A new concept in elastomeric impression material delivery systems
J Prosthet Dent 54, 479 - 483 (1985)
- [39] Knoblauch, M.
Erfahrungen mit der Doppelabdruckmethode (Korrekturabdruck)
Dtsch Zahnärztl Z 21, 168 - 170 (1966)
- [40] Körber, E., Lehmann, K.
Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken
Dtsch Zahnärztl Z 24, 791 - 797 (1966)
- [41] Kollmannsperger, P., Sauer, G.
Vergleichende Untersuchungen über die Abbindeexpansion von Einbettmassen
Dtsch Zahnärztl Z 38, 227 - 229 (1983)
- [42] Kulenkamp, D., Hausen, B. M., Schulz, K. H.
Berufliche Kontaktallergie durch neuartige Abdruckmaterialien in der zahnärztlichen Praxis (scutan® und Impregum®)
Zahnärztl Mitt 66, 968 (1976)
- [43] Lehmann, K. M., Burgdorf, H. O.
Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Korrekturabdruck)
Zahnärztl Welt 87, 430 - 433 (1978)
- [44] Lehmann, K. M., Burgdorf, H. O.
Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppelmischabdruck)
Zahnärztl Welt 87, 434 - 435 (1978)
- [45] Lehmann, K. M.
Beitrag zur Verbesserung des Korrekturabdruckverfahrens
Zahnärztl Prax 30, 303 - 305 (1979)

- [46] Lehmann, K. M.
Welche Methoden werden in der Praxis für Kronen und Brücken angewandt?
Zahnärztl Mitt 66, 602 - 614 (1979)
- [47] Lehmann, K. M.
Methodik und Systematik der Abformung für festsitzenden Zahnersatz
Zahnärztl Mitt 70, 486 - 493 (1980)
- [48] Lehmann, K. M., Hartmann, F.
Untersuchungen zur Genauigkeit von Doppelabformungen
Quintessenz 33, Heft 5, 985 - 987 (1982)
- [49] Lehmann, K. M., Gobbers, R., Hoederath, C., Holper, G.
Die Genauigkeit von Modellstümpfen für Kronen und Brücken
Dent labor 32, 415 - 417 (1984)
- [50] Lehmann, K. M., Krauth, G.
Der Randschluß von Gußkronen - hergestellt im propädeutischen Unterricht
Dtsch Zahnärztl Z 39 750 - 752 (1984)
- [51] Lehmann, K. M.
Abformmaterialien, Abformmethoden und Modellherstellung für Kronen und Brücken
Zahnärztl Welt 96, 914 - 916 (1987)
- [52] Lehmann, K. M., Zettel, R., Gente, M.
Die Paßgenauigkeit von Gußkörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell sowie Gußtechnischen Parametern
Dtsch Zahnärztl Z 43, 473 - 476 (1988)
- [53] Lehner Christian, R., Schärer Peter
Abformmaterialien in der Kronen und Brückenprothetik
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 629 - 635 (1991)
- [54] Lenz, E.
Werkstoffkundliche Grundlagen des Abformens mit Silikon Elastomeren
Stomatol DDR 26, H.5, 331 - 339 (1976)
- [55] Leo, D.
Form- und Wiedergabegenauigkeit sowie Fließfähigkeit und Formänderung, unter besonderer Berücksichtigung des Speichels
Med. Diss., Köln 1972
- [56] Marcinak, C., Draughn, R. A.
Linear dimensional changes in addition curing silicone impression materials
J Prosthet Dent 47, 411 - 413 (1982)
- [57] McCabe, J. F., Wilson, H. J.
Addition curing silicone rubber impression materials, an appraisal of their physical properties
Br Dent J 145, 17 - 20 (1978)
- [58] McCabe, J. F., Storer, R.
Elastomeric impression materials
Br Dent J 149, 73 - 79 (1980)
- [59] Marker Victoria, A.
Vinyl polysiloxane impression materials a status report
J Am Dent Assoc 120, 595 - 599 (1990)
- [60] Marxkors, R., Meiners, H., Mende, Th.
Einfluß von Temperatur und Dosierung auf die Vernetzungsgeschwindigkeit elastomerer Abformmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 29, 810 - 814 (1974)
- [61] Marxkors, R.
Der Randschluß der Gußkronen
Dtsch Zahnärztl Z 35, 913 - 915 (1980)

- [62] Marxkors, R.
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 3. Aufl.,
Hanser, München - Wien 1988
- [63] Marxkors, R.
Abformfehler und deren Vermeidung
Zahnärztl Welt 94, 466 - 473 (1985)
- [64] Meiners, H.
Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien, Theoretische und Experimentelle Untersuchungen
Hanser, München - Wien 1977
- [65] Meiners, H.
Zur Strömungssituation beim Korrekturabdruck
Dtsch Zahnärztl Z 31, 685 - 687 (1976)
- [66] Meiners, H.
Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien (Polysulfide, Silikone, Polyäther)
Zahnärztl Welt 87, 426 - 430 (1978)
- [67] Meiners, H.
Vergleich der verschiedenen Elastomertypen-Polyadditionssilikone
Zahnärztl Welt 87, 590 - 591 (1978)
- [68] Meiners, H.
Der richtige Umgang mit elastomeren Abformmaterialien
Zahnärztl Mitt 70, 480 - 485 (1980)
- [69] Meiners, H.
Das Problem der Paßgenauigkeit - Der Randschluß von Gußkronen
Dent Labor 34, 1939 -1944 (1986)
- [70] Morgano, Steven M., Milot Patrice, Ducharme Patrice, Rose Lynda
Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions
J Prosthet Dent 73, 333 - 340 (1995)
- [71] Mohd Sulong, Setchell Derrick, J.
Properties of the tray adhesive of an addition polymerizing silicone to impression tray materials
J Prosthet Dent 66, 743 - 747 (1991)
- [72] Nayyar, A., Tomlins, C. D., Fairhurst, C. W., Okabe, T.
Comparison of some properties of polyether and polysulfid materials
J Prosthet Dent 42, 163 - 167 (1979)
- [73] Peroz, I.
Dimensionsstabilität von Polyäther-Polysulfid-und Silikonabformmassen sowie Härte der Gipsaussgüsse nach Desinfektion
Dtsch Zahnärztl Z 43, 1066 - 1071 (1988)
- [74] Pfannenstiel, H.
Das Abformproblem aus der Sicht des zahntechnischen Laboratoriums
Dtsch Zahnärztl Z 27, 579 - 583 (1972)
- [75] Pfeiffer, P., I
Werkstoffkundliche Erkenntnisse über elastomere Abformmaterialien und ihre Bedeutung für die routinemäßige Abformung
Zahnärztl Welt 97, 224 - 234 (1988)
- [76] Pfeiffer, P., II
Werkstoffkundliche Erkenntnisse über elastomere Abformmaterialien und ihre Bedeutung für die routinemäßige Abformung
Zahnärztl Welt 97, 322 - 340 (1988)

- [77] Plekavich, E. Joncas, J.M.
The effect of impression-die systems on crown margins
J Prosthet Dent 49, 772 - 776 (1983)
- [78] Pratten, D.H., Craigder,
Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material
J Prosthet Dent 61, 197 - 202 (1989)
- [79] Rehberg, H. J.
Der Kronenrand , Exakter Randschluß - was ist das ?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696 - 699 (1971)
- [80] Rehberg, H.-J.
Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel
Quintessenz Berlin 1978
- [81] Rehberg, H. J.
Fließverhalten von Abformwerkstoffen bei planer Ausbreitung
Dtsch Zahnärztl Z 34, 670 - 674 (1979)
- [82] Rehberg, H.-J., Schwickerath
Die Genauigkeit von Abformung und Modell bei der Inlayherstellung
Dtsch Zahnärztl Z 36, 333 (1981)
- [83] Rosen, M., Touyz, L. Z. G., Becker, P. J.
The effect of latex gloves on setting time of vinyl polysiloxane putty impression material
Br Dent J 166, 374 - 375 (1989)
- [84] Sassen, H. von
Paßgenauigkeit von Kronen bei definierter Präparationsgrenze
Dtsch Zahnärztl Z 33, 726 - 732 (1978)
- [85] Schelb, E., Cavazos, E., Kaiser, D. A., Troendle, K.
Compatibility of type IV dental stones with polyether impression materials
J Prosthet Dent 60, 540 - 542 (1988)
- [86] Scheutzel, P.
Zur klinischen Beurteilbarkeit der marginalen Paßgenauigkeit von Kronen im Approximalraum mittels Sonde und Röntgenbild
Abstractband der 44. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V., Rostock (1995)
- [87] Schrader, U., Kordaß, B.
Nachuntersuchung zur Paßgenauigkeit von Kronen, die im Phantomkopf unter praxisnahen Bedingungen hergestellt wurden
Zahnärztl Welt 99, 84 - 86 (1990)
- [88] Schulz, H.-H., Schwickerath, H.
Die Abformung in der Zahnheilkunde
Deutscher Ärzte Verlag, Köln 1989
- [89] Schwickerath, H.
Zur Form- und Wiedergabegenauigkeit von elastomeren Abformmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 27, 616 - 619 (1972)
- [90] Schwickerath, H.
Über die Kraft bei der Abformung und über das Fließverhalten von Zinkoxid - Eugenol - Pasten
Dtsch Zahnärztl Z 30, 527 - 530 (1975)
- [91] Schwickerath, H.
Das Formverhalten von Abformmaterialien im Versuch und in der Praxis
Dtsch Zahnärztl Z 31, 680 - 689 (1976)
- [92] Schwickerath, H.
Randspalt und Löslichkeit
Dtsch Zahnärztl Z 34, 664 - 669 (1979)

- [93] Schwickerath, H.
Konfektionierte und individuelle Löffel, Forderungen an Material und Einsatz
Zahnärztl Mitt 8, 466 - 470 (1980)
- [94] Schwickerath, H., Jahn, U. W. K.
Zur Fließfähigkeit von Abformmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 38, 223 - 226 (1983)
- [95] Schwindling, R.
Rationelle Maßnahmen beim Doppelabdruckverfahren
Zahnärztl Welt 80, 911 - 913 (1971)
- [96] Shillingburgh, H.T., Hobo, S. Whitsett, L.D.
Fundamentals of fixed prosthodontics
Quintessenz Berlin 1981
- [97] Spiekermann
Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken
Dtsch Zahnärztl Z 41 1051 - 1019 (1986)
- [98] Stachniss, V., Kolbow, G.
Fehler bei der Korrekturabformung und ihre Vermeidung
Dtsch Zahnärztl Z 32, 934 - 936 (1977)
- [99] Stackhouse, J.A., Yoon, W.
Low-fusing counterdies for measuring accuracy of dies or impression materials
J Prosthet Dent 71, 209 - 214 (1994)
- [100] Staehle, G.
Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei gleichzeitiger
Kronenstumpfversorgung
Dtsch Zahnärztl Z 21, 341 - 347 (1967)
- [101] Stahl, E.
Präzise Abdrücke nach dem Doppelabdruckverfahren speziell für stufenlose
Präparationen und Herstellung exakter Modelle für indirekte Kronen-, Brücken- und
Inlayarbeiten
Dtsch Zahnärztebl 10, 46 - 52 (1956)
- [102] Stegmeyer, B.
Vergleichende Untersuchungen über die Dimensionsänderungen von Gußobjekten im
zahnärztlichen Angußverfahren
Dtsch Zahnärztl Z 21, 256 - 263 (1966)
- [103] Strandmann, E.
Lineare Genauigkeit bei Arbeitsmodellen - Eine Vergleichsstudie
Zahnärztl Welt 94, 543 - 546 (1985)
- [104] Tam, L. E., Brown, J. W.
The tear resistance of various impression materials with and without modifiers
J Prosthet Dent 63, 282 - 285 (1990)
- [105] Uhlig, C.
Entwicklung eines Sulcusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien
und -techniken unter standardisierten Bedingungen
Med. Diss., Münster 1998
- [106] Viohl, J.
Bewertung der Werkstoffkunde für Stumpf-abformungen
Zahnärztl Mitt 8, 476 - 479 (1980)
- [107] Wagner, E.
Zusammenhang zwischen den Dimensionsänderungen der Einbettmasse und der
Paßgenauigkeit von schematischen Kronenringen
Dtsch Zahnärztl Z 32, 949 - 951 (1977)

- [108] Wassel, R.W., Ibbetson, R. J.
The accuracy of polyvinylsiloxine impressions made with standard and reinforced
stecktrays
J Prosthet Dent 65, 748 - 757 (1991)
- [109] Weyns, W., DeBoever, J.
Radiographic assesment of the marginal fit of cast restorations
J Prosthet Dent 51, 485 (1984)
- [110] Wichmann, M., Borchers, L.
Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere
Dtsch Zahnärztl Z 47 88 - 91 (1992)
- [111] Wirz, J., Schmidli, F.
Elastische Rückstellung bei Abformstoffen
Quintessenz 8, 1383 - 1390 (1987)
- [112] Wirz, J., Schmidli, F.
Moderne Elastomere - Wichtige physikalische Eigenschaften, Rheogramme
Teil I: Material und Methode, Rheogramme
Quintessenz 5, 959 - 967 (1989)
- [113] Wirz, J., Schmidli, F.
Moderne Elastomere - Wichtige physikalische Eigenschaften
Quintessenz 6, 1151 - 1156 (1989)
- [114] Wöstmann, B.
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde
Habil., Münster 1992
- [115] Wöstmann, B.
Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen?
Zahnärztl Welt 105, 247 - 250 (1996)
- [116] Wöstmann, B.
Klinische Bestimmungsvarianten bei der Abformung präparierter Zähne
Z Stomatol 93/2: 51 - 57 (1996)
- [117] Wöstmann, B., Dohle, A., Rettberg, S.
Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit
Dtsch Zahnärztl Z 49, 679 - 682 (1994)
- [118] Wöstmann, B., Hufnagel, A.
Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Randschlußgenauigkeit in vivo
Dtsch Zahnärztl Z 52, 272 - 274 (1997)
- [119] Zettel ,R.
Die Passgenauigkeit von Gusskörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell:
Ein Beitrag zum Präzisionsguss
Med. Diss., Marburg 1987

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Themas und die freundliche und umfassende Betreuung bei dieser Arbeit.

Lebenslauf

Name: Athanasios Koniaris

Anschrift: Auf der Insel 27
58642 Iserlohn
Tel.: + + 49/0172/6165881

Geburtsdatum: 05.03.1970

Geburtsort: Kranea/Griechenland

Eltern: Theodoros Koniaris
Aphrodite Koniaris

Staatsangehörigkeit: Griechisch

Schulausbildung: 1976 - 1980 Grundschule Hohenlimburg
1980 - 1989 Gymnasium Hohenlimburg

Abschluß: Allgemeine Hochschulreife

Berufsausbildung: 1989 - 1991 zahntechnische Ausbildung
Fa. Hellmann & Stein Dental GmbH, Hagen

Hochschulausbildung: WS 91/92 - SS 97 Studium der Zahnmedizin
an der Justus-Liebig-Universität Gießen

Abschluß: Staatsexamen 14.10.1997

Berufsausübung: 2/98 - 8/98 Weiterbildungsassistent
in der Kieferorthopädie, Fulda

seit 1/99 Weiterbildungsassistent in der
kieferorthopädischen Fachpraxis Drs. Broßheit,
Peine

Gießen, 25.Juli 1999